



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



ALESSANDRA KLEINE

Cirurgiã – Dentista

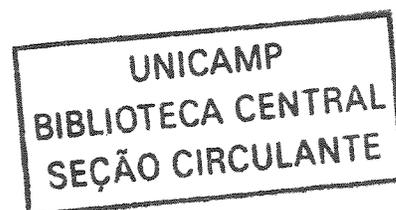
**ANÁLISE DO ASSENTAMENTO PASSIVO DE
INFRA-ESTRUTURAS IMPLANTO-SUPORTADAS
OBTIDAS PELAS TÉCNICAS DO CILINDRO
CIMENTADO E SOLDADO A LASER**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do grau de Mestre em Clínica Odontológica, Área de Concentração Prótese Dental.

PIRACICABA – SP

2002

i



200307166



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



ALESSANDRA KLEINE

Cirurgiã – Dentista

**ANÁLISE DO ASSENTAMENTO PASSIVO DE
INFRA-ESTRUTURAS IMPLANTO-SUPORTADAS
OBTIDAS PELAS TÉCNICAS DO CILINDRO
CIMENTADO E SOLDADO A LASER**

Orientador: Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-03/6/83
CPG. 11/102/2003
Assinatura do Orientador

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do grau de Mestre em Clínica Odontológica, Área de Concentração Prótese Dental.

PIRACICABA – SP

2002

UNIDADE KC
Nº CHAMADA T/UNICAMP
K673a
V _____ EX _____
TOMBO BC/ 52585
PROC 16-124103
C _____ D X
PREÇO R\$ 11,00
DATA 13/03/02
Nº CPD _____

CM00180498-5

B ID 283886

Ficha Catalográfica

K673a Kleine, Alessandra.
Análise do assentamento passivo de infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas do cilindro cimentado e soldado a laser. / Alessandra Kleine. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2002.
xv, 77f. : il.

Orientador : Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

I. Prótese dentária. 2. Adaptação. 3. Implantes dentários endoósseos. I. Nóbilo, Mauro Antonio de Arruda. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 11 de Novembro de 2002, considerou a candidata ALESSANDRA KLEINE aprovada.

1. Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NOBILO

2. Prof. Dr. RICARDO FARIA RIBEIRO

3. Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA

DEDICATÓRIA

A Deus, pela presença diária, pela força me fazendo sempre enxergar os melhores caminhos e oportunidades.

“... Todos tendes más tendências a vencer, defeitos a corrigir, hábitos a modificar; todos tendes um fardo mais ou menos pesado a depor para escalar o cume da montanha do progresso...”

“Pedi e se vos dará; buscai e achareis; batei à porta e se vos abrirá; porque todo aquele que pede recebe, quem procura acha, e se abrirá àquele que bater à porta...”

(Allan Kardec)

Ao meu pai, Júlio, pelo exemplo de dignidade e honestidade, por sempre me incentivar na busca pelos meus sonhos, apesar das dificuldades e sempre estar presente nas minhas conquistas e derrotas.

Pai...

O quanto aprendi com você

Aprendi a levantar vôo e voar alto

Correr atrás dos meus sonhos

Das minhas metas

Dos meus planos

E tornar-me realizada e feliz

Você, pai, é o esteio da minha vida

A luz da minha estrada

O meu maior amigo.

À minha mãe, Linda, pelo exemplo de vida e de força, por ter colaborado em grande parte na formação dos valores que hoje carrego, sempre me amando incondicionalmente.

Mãe... Doce palavra

Três letras que determinam a grandiosidade de um eterno e inesquecível amor

Como posso agradecer por tudo que você me dedicou nesta vida?

Como retribuir todo o carinho que sempre teve comigo?

Você é bela, sensível e verdadeira

Está presente nos momentos mais angustiantes e sofridos

Mulher que sabe amar e se dar de verdade

Sente e enaltece em seus filhos suas virtudes

Rainha, cuja vida lhe presenteou com a coroa da sensibilidade e do amor

Escolhida por Deus para viver nove meses

De paciência, inquietude e relação de cumplicidade

Mulher, que em meio às dores do parto, sorri

Prevendo que ao mundo virá sua herança

Por isso que flui de dentro de mim neste momento

A incontrolável vontade de expressar a minha gratidão por você.

Ao meu marido, Reynaldo, pela paciência e união nas horas difíceis, pelo amor verdadeiro, incentivo, admiração, companheirismo e apoio, me fazendo enxergar o amor acima de tudo.

"Quando se ama, perde-se o direito de ser feliz sozinho".

"... No início, o homem não tem senão instintos

Mais avançado e corrompido, só tem sensações

Mais instruído e purificado, tem sentimentos

E o ponto delicado do sentimento é o amor

Não o amor no sentido vulgar do termo

Mas este sol interior..."

Allan Kardec

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo pela amizade, perseverança, dedicação, respeito e companheirismo. Pela calma e paciência sempre demonstradas nas horas mais difíceis.

“Um discípulo nunca consegue imitar perfeitamente os passos de seu guia, porque cada um tem uma maneira de ver a vida, de conviver com as dificuldades e com as conquistas, mas muito pode aprender. Ensinar é mostrar que é possível, aprender é tornar possível a si mesmo”.

“Mais que ensinar, você soube cultivar uma amizade que o tempo amadureceu”.

Aos meus irmãos, Cíntia, Brígida, Claus e Carlos, por terem contribuído muito com o meu amadurecimento.

Às minhas sobrinhas, Débora e Natasha, pela ingenuidade e graça, me fazendo sorrir sempre.

À minha amiga, Daniela Maffei Botega, pelos momentos que passamos juntas, amizade, apoio, paciência, aprendizado e ótimo convívio.

À minha amiga, Ana Carolina Bruno Junqueira, por todos os anos de convivência enaltecendo a amizade e respeito acima de tudo.

À minha amiga, Fernanda Cristina Gonçalves, pela amizade sincera e verdadeira que nem a distância conseguiu destruir.

À minha amiga, Evelyn Castro Costa Morgado, pela demonstração eterna de afeto, carinho, respeito e admiração.

À minha amiga, Carolina Patrícia Aires, pelo exemplo de força, garra e luta e pela amizade verdadeira.

À minha amiga, Cláudia Lopes Duarte, pelo companheirismo, amizade e excelente convívio.

À minha amiga, Laís Regiane da Silva, pelo exemplo de responsabilidade e maturidade e pela amizade sincera.

À minha amiga, Evellyn Fernanda Domingos, pela amizade e incentivo.

À minha amiga, Eliane Gasparin, pela amizade, força e companheirismo.

AGRADECIMENTOS

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP, pelo apoio financeiro concedido para a realização deste trabalho (Processo nº 01/01714-0).

À Conexão Sistema de Prótese pela doação dos principais componentes necessários à confecção deste trabalho.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela infra-estrutura e oportunidades ao longo destes anos.

Ao Prof. Dr. Thales R. Mattos Filho, Diretor da FOP-UNICAMP, pela administração da faculdade.

Ao Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques por ceder gentilmente os equipamentos necessários para a confecção desta tese.

Ao Prof. Dr. Lourenço C. Sobrinho, Coordenador do Curso de Pós-Graduação da FOP-UNICAMP, pela competência administrativa.

À Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury por ter cedido as dependências do Laboratório de Prótese Parcial Removível.

Ao Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, pela amizade demonstrada nestes anos.

Ao Prof. Dr. Jaime Aparecido Cury, pelos anos de iniciação científica juntos me despertando o interesse em pesquisa.

À Profa. Dra. Célia Marisa Rizzatti Barbosa, Coordenadora da Área de Prótese pela competência e por ter cedido tão prontamente o microscópio mensurador para a realização das aferições.

À amiga, Samira Albuquerque de Sousa, pela valiosa ajuda na confecção deste trabalho.

Aos meus colegas de Mestrado, Margarete, Sílvia, Emilena, Juliana, Alexandre, Cláudio, Giuliana, Guilherme, Noéli, Luis Augusto, Rodrigo e Ricardo, pelo convívio e contribuição no aprendizado.

Aos alunos de Doutorado, Rosena, Joane, Edwin, Andréa, Juvenil e Manoel, pelo convívio e respeito.

À funcionária, Dona Jose, pela ajuda incalculável, pelo exemplo de respeito e sabedoria.

Ao funcionário Carlos Donato, pela ajuda no corte das peças.

A todos os funcionários da faculdade, pela manutenção da limpeza e organização diária da faculdade.

“Só existem dois dias no ano que nada pode ser feito. Um se chama ONTEM e o outro AMANHÃ. Portanto, HOJE é o dia para AMAR, ACREDITAR, FAZER e, principalmente, VIVER”.

Dalai Lama

SUMÁRIO

| <i>Capítulo</i> | <i>Página</i> |
|-----------------------------------|---------------|
| RESUMO | 1 |
| ABSTRACT | 2 |
| 1 - INTRODUÇÃO | 3 |
| 2 - REVISÃO DE LITERATURA | 8 |
| 3 - PROPOSIÇÃO | 34 |
| 4 - MATERIAIS E MÉTODO | 35 |
| 5 - RESULTADOS | 52 |
| 6 - DISCUSSÃO | 56 |
| 7 - CONCLUSÃO | 64 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 65 |
| ANEXOS | 71 |
| APÊNDICE | 73 |

RESUMO

Este estudo avaliou o assentamento passivo de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas, confeccionadas pelas técnicas do cilindro cimentado e soldado a laser. Para tanto, em um arco mandibular edêntulo, construído em aço-cromo, foram fixados cinco análogos de pilares tipo esteticone. Foram obtidos modelos mestres em gesso tipo V (Exadur[®] – Polidental). Sobre os modelos, onde estavam incorporadas as réplicas de pilares, foram realizados os procedimentos de enceramento. Foram confeccionadas 20 estruturas metálicas fundidas em titânio comercialmente puro (Tritan[®]-Dentaurum – Pforzheim - Germany), divididas em dois grupos, onde foram confeccionados alívios internos nas estruturas, que permitiram a adaptação dos cilindros de titânio (111-CNB – Conexão Sistemas de Próteses). No grupo dos cilindros soldados, estes foram fixados com resina acrílica (Duralay[®]) e posteriormente soldados a laser. No grupo dos cilindros cimentados, apenas o cilindro central foi soldado a laser, e os demais cimentados com cimento resinoso (Panavia F[®] – Kuraray Co.) As mensurações foram realizadas com auxílio de um microscópio mensurador (STM Digital – Olympus – Japan), com precisão de 0,0005 mm. Os resultados foram submetidos à análise de variância (ANOVA) e ao teste estatístico F, em nível de 5% de probabilidade, demonstrando que para a posição central, o assentamento passivo foi melhor para o grupo “cimentado” (desajuste médio de $25,60 \pm 12,54 \mu\text{m}$) em relação ao grupo “soldado” ($99,06 \pm 50,47 \mu\text{m}$), $p < 0,05$. Do mesmo modo, em relação à posição distal, o desajuste médio foi menor para o grupo “cimentado” ($29,17 \pm 16,16 \mu\text{m}$) em relação ao grupo “soldado” ($70,21 \pm 56,70 \mu\text{m}$), $p < 0,05$. A técnica dos cilindros cimentados foi a que apresentou melhores resultados de assentamento passivo.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the passive fit of fixed implant-supported prosthesis titanium frameworks using the cemented cylinder and laser welded cylinder techniques. Thus, in an edentulous mandibular arch, constructed with “chromium steel”, five analogous were fixed, parallels, 10mm apart, center to center. Twenty master casts were obtained in dental stone type V (Exadur[®] – Polidental). Above the casts where the implant replies were incorporated, the procedures of waxing were made. Twenty frameworks were made and cast in commercially pure titanium (Tritan[®]-Dentaurum, Pforzheim-Germany) and divided in two groups. In both of then “small canals” were made in the frameworks, that permitted the titanium cylinders’ fit. In the laser welded cylinders’ group, all the samples were fixed with acrylic resin (Duralay[®]-Reliance Dental Co) and after laser welded. In the cemented cylinders’ group, only the central cylinder was fixed with acrylic resin and laser welded and the others were cemented with anaerobe resin (Panavia F[®] - Kuraray Co.). The interfaces’ evaluation and measurements were performed using a measurer microscope (Olympus-Japan) with 0.0005mm of precision. The results were submitted to ANOVA and test F ($p < 0.05$), showing that, for the central cylinder, the passive fit was better for the cemented group (mean ill-fit = $25.60 \pm 12.54 \mu\text{m}$) with regard to welded cylinders’ group ($99.06 \pm 50.47 \mu\text{m}$), $p < 0.05$. In this way, for the distal cylinder, the ill-fit average was lower for the cemented group ($29.17 \pm 16.16 \mu\text{m}$) than welded group ($70.21 \pm 56.70 \mu\text{m}$), $p < 0.05$. The cemented cylinders’ technique presented the best results of passive fit.

1 - INTRODUÇÃO

As próteses implanto-suportadas têm sido realizadas com significativo progresso na Odontologia reabilitadora, graças aos trabalhos pioneiros de Bränemark e seus colaboradores nas décadas de 50 e 60, possibilitando reabilitações protéticas seguras de pacientes parcial ou totalmente edêntulos.

O material que vem sendo amplamente utilizado na confecção dessas próteses é o titânio, que foi descoberto em 1795, começou a ser usado como implante dental a partir da década de 60 e na confecção de infra-estruturas metálicas a partir da década de 70. Este metal tem sido utilizado por apresentar características como: baixo peso; alta resistência mecânica; alta relação resistência/peso; biocompatibilidade, associada à formação de uma camada oxida passivadora, onde o óxido mais comumente formado é o óxido de titânio; alta resistência à corrosão; módulo de elasticidade semelhante ao do osso e custo acessível (LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN, 1993).

Com o avanço do uso de tais próteses, surge uma intensa preocupação com sua precisão de adaptação, pois a adaptação passiva levará ao sucesso longitudinal dessas reabilitações protéticas. A adaptação passiva pode ser definida como o contato máximo entre a base da infra-estrutura metálica e os pilares intermediários sem gerar tensões entre estes e/ou nos parafusos de sustentação.

É de grande importância que a prótese assente com total passividade aos implantes ou pilares intermediários, visto que uma prótese mal adaptada produz sobrecarga nos elementos mecânicos do sistema, que poderá resultar em perda ou fratura dos parafusos de ouro, dos parafusos do intermediário, ou do próprio implante, podendo afetar também os

elementos biológicos, levando à perda da osseointegração (APARICIO, 1994). Entretanto, de acordo com a literatura, um assentamento passivo absoluto não tem sido encontrado nas últimas três décadas (SAHIN & ÇEHRELI, 2001).

JEMT *et al.* em 1996, definiram como adaptação passiva aquela que não causasse complicações clínicas ao longo dos anos, onde valores inferiores a 100µm de desadaptação seria aceitável. Essa passividade pode ser mais facilmente encontrada entre os implantes e seus intermediários, por serem componentes usinados. Entretanto, o problema ocorre entre os intermediários e a infra-estrutura metálica, devido ao fato desta última não ser usinada e necessitar de procedimentos de impressão, enceramento, fundição, acabamento e polimento durante sua confecção.

Alguns métodos têm sido utilizados clinicamente na verificação desse assentamento passivo, tais como: a inspeção visual da peça assentada sobre os pilares intermediários; a sensação de pressão, desconforto ou dor relatadas pelo paciente; o posicionamento da estrutura sobre os pilares e a verificação da adaptação através da pressão digital e visualização da adaptação no lado oposto; o uso de radiografias periapicais quando os implantes encontram-se posicionados subgingivalmente; a visão direta e sensação tátil quando eles localizam-se supragingivalmente; e o teste do parafuso único, que consiste no apertamento, com torque adequado, de um dos implantes localizado em uma extremidade e a verificação do assentamento no implante o mais distante daquele, ou seja, o mais distal possível (KAN *et al.*, 1999).

Outros métodos utilizados para a verificação desse assentamento, compreendem: o Método Fotogramétrico (JEMT *et al.*, 1996); a Análise Fotoelástica (WASKEWICKZ *et*

al., 1994); a Medição de Mylab, que utiliza uma máquina de medição coordenada conectada a um computador com um programa apropriado; o Sistema da Universidade de Washington, que usa uma máquina com três dispositivos perpendiculares entre si e a máquina de medição coordenada que é controlada por um computador; e o Sistema da Universidade de Michigan, que utiliza uma videografia a laser que combina os dados coletados a um computador (JEMT *et al.*, 1996), métodos esses que exigem equipamentos bastante específicos. A análise da distorção vertical linear com auxílio de um microscópio óptico, associada ao teste do parafuso único também tem sido utilizada (WASKEWICKZ *et al.*, 1994; BERNARDON, 2001; SOUSA, 2001).

A distorção posicional dos cilindros durante a confecção de uma infra-estrutura metálica está adicionada a uma resultante de distorções denominada de Equação de Distorção (WEE *et al.*, 1999). Se a soma dessa equação for igual a zero, então um assentamento passivo foi alcançado. Os fatores que contribuem para a ocorrência dessas distorções incluem: a técnica e material de moldagem utilizados; a obtenção do modelo mestre; a confecção do padrão de cera; os procedimentos de fundição realizados; a aplicação de porcelana ou resina acrílica sobre a infra-estrutura e a entrega final da prótese, momento no qual o clínico deve avaliar, embora subjetivamente, o assentamento obtido. Por outro lado, alguns procedimentos podem ser utilizados para minimizar tais distorções, como a soldagem a laser; a eletroerosão sobre o modelo mestre e/ou na confecção final da peça; a soldagem ou cimentação dos componentes durante a confecção da infra-estrutura sobre o modelo ou diretamente na boca do paciente; a verificação da compatibilidade do modelo mestre com a situação clínica real e a cimentação definitiva no momento da entrega da prótese.

Buscando também o assentamento passivo, JIMENÉZ-LÓPEZ em 1995, apresentou a técnica do cilindro cimentado em prótese rosqueada sobre implantes. A técnica consistia na confecção de uma estrutura em peça única, sem soldagem, e na qual era integrado um cilindro de ouro que seria usado como referência para posicioná-la na boca. Em seguida, nas regiões correspondentes aos cilindros restantes, previamente posicionados e fixados no pilar transepitelial, eram preparados alojamentos para que posteriormente os demais cilindros fossem cimentados diretamente na boca com auxílio de uma resina composta para cimentação de dupla ativação. O autor relatou obter um assentamento passivo absoluto com o uso desta técnica, entretanto não há embasamento científico que sustente tal afirmação. O autor cita ainda como vantagens, a facilidade e rapidez da técnica; a ausência de bimetalismo; o ajuste perfeito, a facilidade para polimento; a reposição fácil dos cilindros caso haja perda de algum e a possibilidade de incorporar um cilindro de diâmetro até superior ao inicial, caso haja perda de algum dos implantes. Como desvantagens, ele cita a porosidade na área de união e a experiência clínica curta, comprovando a necessidade de estudos científicos a respeito desta técnica.

Outra técnica de união dos cilindros à infra-estrutura metálica que vem sendo utilizada atualmente é a soldagem dos mesmos(McCARTNEY & DOUD, 1993); e o tipo de soldagem mais usado atualmente em Odontologia é a soldagem a laser, por apresentar vantagens como: economia de tempo laboratorial devido à soldagem ser feita diretamente sobre o modelo mestre; potencialmente todos os metais podem ser soldados, particularmente o titânio; a resistência das uniões soldadas é comparável à da liga de origem; pode ser realizada em regiões de difícil acesso e também após a aplicação da resina

acrílica ou porcelana, sem causar danos às mesmas (SOUZA *et al.*, 2000; BERTRAND *et al.*, 2001).

Por outro lado, a soldagem a laser também apresenta as seguintes desvantagens: necessidade de uma atmosfera especial de gás argônio; há problemas na soldagem de materiais com alta reflexão ao feixe e alta condutividade térmica e ocorre uma fragilização e formação de porosidades no cordão de solda devido à rápida solidificação (SOUZA *et al.*, 2000).

Reconhecendo a necessidade de uma adicional documentação científica sobre a precisão do assentamento passivo das próteses implanto-suportadas, o presente estudo teve por objetivo verificar a precisão de adaptação das interfaces de infra-estruturas metálicas de titânio confeccionadas sobre implantes osseointegrados, comparando estruturas confeccionadas com cilindros cimentados ou submetidos à soldagem a laser.

2 - REVISÃO DA LITERATURA

Em 1970, GORDON & SMITH traçaram uma abordagem sobre o início da soldagem a laser em prótese, bem como algumas de suas vantagens. Segundo os autores, a primeira soldagem prática foi realizada em 1968 em uma prótese parcial fixa de quatro elementos. Para o procedimento de soldagem, a prótese foi assentada sobre o modelo mestre e então realizada a solda. Foram necessários tiros de laser sobrepostos para que o metal fluísse de maneira uniforme. Salientaram que a separação das superfícies de metal não deve ser maior que 0,25mm para que haja uma penetração adequada pela solda a laser. Os resultados mostraram que a fusão de solda a laser penetrou a mais de 1mm em todo o experimento. Os autores recomendam para a soldagem de próteses fixas especificamente 8.5 Joules de nível de energia e comprimento de pulso de 8ms. Para os autores a construção de restaurações protéticas adequadas é reflexo de uma moldagem precisa, já que a soldagem é feita no modelo mestre. Relataram, ainda, sucesso de 100% para as próteses fixas soldadas a laser e apresentaram algumas vantagens no uso desta técnica de soldagem tais como: 1. pequena indução de distorção quando comparada àquelas resultantes das transferências e soldagem convencional; 2. resistência da soldagem compatível com o metal de origem e 3. tempo de trabalho de aproximadamente 4 minutos para uma prótese parcial fixa de 3 elementos.

HULLING & CLARK, em 1977, compararam a distorção ocorrida em próteses parciais fixas compostas de três elementos unidos por soldagem a laser, brasagem e fundidas em peça única (monobloco). Este estudo pretendeu fazer uma avaliação objetiva laboratorial da precisão e confiabilidade da soldagem a laser como técnica de união das

fundições individuais em comparação a brasagem e fundição em monobloco. Todos os procedimentos utilizados resultaram em alguma distorção, entretanto a soldagem a laser e as técnicas de fundição em monobloco, produziram significativamente menor distorção do que a brasagem. As mensurações foram registradas em μm (micrometros) por um microscópio com aumento de dez vezes e representaram a distorção linear e rotacional combinada, associada às três técnicas analisadas. A soldagem a laser foi a que menor distorção produziu no processo de união.

SJÖGREN *et al.*, em 1988, fizeram um estudo com o objetivo de avaliar a resistência à tração, estresse e alongamento em amostras de titânio unidas por soldagem a laser comparadas com barras em liga de ouro tipo III. O laser Nd:YAG foi utilizado para realização destas soldagens. Durante os testes de tração todas as amostras de titânio fraturaram na união soldada. As amostras apresentaram porosidades. As variáveis da solda como as indicadas para infra-estruturas de próteses sobre implante foram: nível de energia de 18 Joules, pulso com duração de 6ms, frequência de 10Hz e um total de oito pontos de solda. Sabe-se que a variação nestas características pode provocar pronunciada influência nas propriedades mecânicas dos corpos soldados. Os autores chamam a atenção para o fato de que o titânio é altamente reativo a altas temperaturas e sua composição é alterada durante a operação de soldagem, isto influencia as propriedades mecânicas na região da solda. Em barras de 5mm de diâmetro uma penetração de solda de 0,9mm provavelmente é suficiente na maioria das situações clínicas.

Em 1990, JOHANSSON & PALMQVIST avaliaram complicações ocorridas em 49 próteses fixas implanto-suportadas, em um período de nove anos. Apenas um parafuso de

ouro fraturou, de acordo com os autores, e isto ocorreu em um paciente com hábito para-funcional, que apresentou, ainda, perda de dois implantes e fratura da infra-estrutura. Os autores acreditam que a ausência de fratura dos parafusos de ouro possa estar relacionada com boa adaptação das próteses.

Algumas sugestões foram colocadas por GOLL, em 1991, para minimizar a quantidade de erros e facilitar a obtenção de infra-estruturas implanto-suportadas com adaptação: usar componentes usinados, pois sua adaptação é mais previsível; checar a adaptação do cilindro de ouro e componentes de transferência nos intermediários na primeira consulta, para assegurar que todos os componentes se adaptem adequadamente; usar capa de proteção nos intermediários para impedir que resíduos se acumulem na superfície do mesmo; verificar a precisão do modelo através de um guia em resina acrílica, confeccionado um dia antes; usar pinos de laboratório novos nas fases laboratoriais bem como para avaliar a adaptação da peça clinicamente. O teste da infra-estrutura é feito com um parafuso no implante mais distal; limpar a superfície de contato do cilindro de ouro com solvente de cera antes da inclusão; usar as capas de proteção de cilindro de ouro durante o acabamento e polimento da infra-estrutura; para fundição de próteses extensas usar cilindro de ouro de 4 mm, resultando em uma infra-estrutura mais volumosa e firme, o mesmo ocorrendo com o guia.

JEMT, em 1991, relatou que quando o desenho da prótese está adequado, sendo esta rígida e apresentando adaptação passiva, o risco de fratura dos componentes é baixo e sua ocorrência é maior no primeiro ano de função, foi também sugerido um protocolo para análise da adaptação da prótese. Considerando-se uma prótese fixa suportada por cinco implantes, numerados de 01 a 05 da direita para a esquerda, a prótese deve ser posicionada

e o parafuso 01 apertado totalmente. Por meio deste procedimento verifica-se a adaptação dos demais componentes. O procedimento deve ser repetido com o outro parafuso distal. Uma vez verificada a adaptação, parte-se para o aperto de todos os parafusos, um de cada vez, iniciando pelo parafuso 02, depois o parafuso 04, depois o mais intermediário e eventualmente os dois parafusos distais.

JEMT & LINDÉN, em 1992, selecionaram 86 pacientes para serem reabilitados com uma nova técnica de próteses implanto-suportadas. Utilizaram, para tanto, componentes pré-fabricados de titânio unidos por soldagem a laser para confeccionar infra-estruturas protéticas. Os resultados, após um ano, indicaram a mesma incidência de falhas de uma prótese obtida através de fundição convencional. Os autores compararam seus dados com os de 287 fundidas convencionalmente. Apenas 2% das próteses tiveram que ser refeitas durante o primeiro ano em função e exigiram algumas modificações. Novas técnicas usualmente envolvem problemas e complicações que não podem ser detectados antes de testados clinicamente. Os autores colocaram que esta técnica dificulta um pouco a colocação correta dos dentes artificiais através do longo eixo dos implantes, e a prótese fica sobre-estendida buco-lingualmente, exigindo o refinamento dos componentes pré-fabricados de titânio. Estudos ainda são necessários para verificar a efetividade desta técnica por um longo período de tempo, principalmente propriedades como resistência à fadiga.

Em 1993, BRUNSKI & SKALAK observaram que um planejamento cirúrgico-protético adequado pode prevenir falências dos implantes, dos tecidos biológicos e das próteses. Reforçaram o conceito de que os dentes e os implantes podem apresentar movimentos de: intrusão, extrusão, lateral, mesio-distal ou uma combinação destes. Se

imprimirmos uma carga lateral de 1N sobre um dente, este pode se deslocar 0,2mm em direção paralela à força aplicada e, em direção apical, paralelo ao longo eixo do dente, uma força intrusiva de 1N causa um movimento de 0,1mm. Acrescentaram ainda que, a maioria dos implantes intraósseos, tem maior resistência ao movimento que os dentes naturais, o maior valor encontrado foi de 10N para que um implante de alumina se movimentasse 1 μ m. Entretanto, quando há tecido mole na interface ao redor dos implantes, os valores são similares àqueles dos dentes naturais, mas menores do que aqueles para implantes com interfaces osseointegradas. A respeito da falta de assentamento passivo da sobre-estrutura dos implantes, os autores têm uma explicação teórica empregando um diagrama de corpo livre para descrever o fenômeno. Eles simularam um caso com cinco pilares, sendo que um deles não estava adaptado adequadamente (espaço entre o cilindro de ouro e a estrutura da prótese). Os autores explicaram que quando se aperta o parafuso de ouro da estrutura, no local da não adaptação, a tensão que atua no parafuso vai atuar sobre toda a estrutura, trazendo a viga em direção ao pilar, diminuindo, assim, o espaço que, se for pequeno, é possível que seja fechado totalmente pela deformação da estrutura. Porém, se este espaço for grande, este não será fechado e o efeito disso será a aplicação de uma força na estrutura no local da não adaptação e, dessa forma, os outros implantes também irão receber mais carga. Diante disso, afirmaram que as estruturas devem ser feitas com precisão para garantir à junção parafusada o máximo de travamento.

LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN, em 1993, dissertaram sobre várias características do titânio e suas ligas e seu uso promissor para a Odontologia. Apesar disto, enfatizaram a necessidade de aperfeiçoar as técnicas de união do titânio com a porcelana,

resposta biológica e técnicas de fundição. Estes são tópicos muito complicados de se abordar devido à facilidade de contaminação do metal. Características como estar em abundância na crosta terrestre, ter peso leve, baixa densidade, alta resistência, alta proporção resistência/peso, baixa condutividade térmica, biocompatibilidade, foram também abordadas pelos autores. A propriedade de biocompatibilidade deve-se à formação de uma camada passivadora à base de óxido de titânio, especialmente inerte ao ataque eletroquímico, muito bem aderida ao metal de origem e que permite íntimo contato entre as biomoléculas. Esta propriedade tornou o titânio o material de escolha na fabricação de implantes em Odontologia. Descreveram ainda, sobre a transformação sofrida pelo titânio de fase α (hexagonal) para fase β (estrutura cristalina cúbica de corpo centrado) a 883°C , permanecendo nesta forma cristalográfica até a fusão a 1672°C . Outro fator muito bem lembrado pelos autores foi a melhora nas propriedades do titânio pela adição de alguns elementos como Al, Ga, Sn, C, O, N (estabilizadores da fase α , o que melhora o desempenho do metal a altas temperaturas) ou ainda V, Nb, Ta, Mo (estabilizadores da fase β , a qual conduz a uma certa maleabilidade).

Em 1993, WEINBERG analisou os aspectos biomecânicos da distribuição de forças em próteses implanto-suportadas, comparando-os com os relacionados às próteses dento-suportadas. Conforme o autor, a distribuição de forças entre os componentes de um sistema depende de um complexo relacionamento entre rigidez relativa das partes estruturais e seu meio de sustentação (ligamento periodontal ou osseointegração). Em dentes naturais o seu meio de distribuição de forças depende da estrutura rígida do dente da prótese. Já nos implantes, devido às características da osseointegração que não permitem

micromovimentos do implante, a distribuição de forças aos implantes remanescentes depende do grau de deformação do tecido ósseo, do implante, do intermediário, dos parafusos de retenção (do intermediário e de ouro) e da própria prótese. Levando-se em conta que o ligamento periodontal permite movimentos da ordem de 100µm, a distribuição de forças entre os implantes é bem menor que em dentes naturais. O parafuso de ouro pode deformar-se ou fraturar-se em decorrência de uma pré-carga insuficiente e/ou uma pobre adaptação na interface intermediário/cilindro de ouro. Ele deve ser apertado adequadamente (10N.cm) para estabelecer a pré-carga nesta interface, de modo a limitar a força de cisalhamento exercida no parafuso da qual está apto a suportar. Desse modo, falta de adaptação passiva pode levar à alta incidência de fadiga do metal e até à sua falha. Em uma prótese unitária, o afrouxamento ou falha do parafuso de ouro torna-se clinicamente visível. No caso de uma prótese múltipla, a falta de adaptação na interface intermediário/cilindro de ouro e a subsequente falha do parafuso de ouro, deslocam a força oclusal para outros pontos onde há uma interface adaptada, com pré-carga adequada. Como resultado, os demais implantes podem ser sobrecarregados, especialmente, se a falha ocorrer no implante distal de uma prótese com extensão em *cantilever*.

McCARTNEY & DOUD, em 1993, propuseram uma técnica para verificação do modelo de trabalho e correção por meio de soldagens, unindo através de uma técnica intra-oral os cilindros de ouro e intermediários. Confeccionaram uma infra-estrutura em peça única, incorporando apenas um cilindro de ouro (o mais central), enquanto que nas regiões dos demais cilindros eram feitos orifícios. Essa peça era então provada clinicamente com os demais cilindros de ouro em posição, unidos à infra-estrutura com resina acrílica Duralay.

Esta infra-estrutura era usada para a correção do modelo mestre. Após as devidas correções, os cilindros de ouro eram soldados à infra-estrutura, obtendo uma adaptação passiva com apenas uma solda. Os autores não relataram como essa adaptação passiva foi avaliada clinicamente, nem os critérios para tal análise.

YAMAGISHI *et al.* (1993) estudaram as propriedades de placas de titânio soldadas a laser, modificando-se a atmosfera (ar ou argônio) debaixo da qual a irradiação é executada e a intensidade de irradiação, controlada pela regulagem da voltagem e frequência do pulso. A taxa de gás argônio utilizada foi de 5L/min. Por meio de radiografias, peças que apresentavam fraturas foram excluídas. O laser utilizado foi Nd:YAG, com uma sobreposição de 70%. Os testes utilizados foram: flexão em 3 pontos, teste de dureza Vickers e análise ao microscópio eletrônico de varredura. Este microscópio detectou algumas falhas no interior das áreas irradiadas em atmosfera de ar, o que se deve à oxidação do titânio, que conduz a fraturas. O contrário ocorreu quando a atmosfera de argônio foi utilizada, pois a soldagem a laser do titânio foi efetiva neste caso. Observou-se uma relação significativa entre a resistência à flexão e a atmosfera e intensidade de irradiação. Em ambas atmosferas, a resistência à flexão melhorou quando foi aumentada a energia de irradiação. Quando a irradiação foi diminuída, uma estrutura metalúrgica mecanicamente inferior foi observada. Os autores concluíram que mais pesquisas são necessárias para determinar qual a melhor relação entre os fatores intensidade e atmosfera de irradiação.

Segundo APARICIO, em 1994, o assentamento passivo da prótese é essencial, já que uma prótese mal adaptada produz sobrecarga nos elementos mecânicos do sistema, podendo resultar em perda ou fratura dos parafusos de ouro, dos parafusos do intermediário

ou do próprio implante, possivelmente afetando os elementos biológicos, levando à perda da osseointegração.

CARLSON & CARLSSON, em 1994, ressaltaram a importância da obtenção de próteses com adaptação passiva. Uma prótese adaptada significa que esta pode ser parafusada sem causar estresse ou tensão, porém não existe uma adaptação absolutamente passiva já que todo aperto dos parafusos gera certa deformação da prótese e/ou osso, introduzindo algum estresse ao sistema. O estresse e tensão, resultados de uma prótese mal adaptada, são fatores que afetam significativamente a longevidade dos componentes. Segundo os autores, existem duas formas de medir o grau de desadaptação de um sistema: medir as forças que são introduzidas durante o aperto dos parafusos ou medir a extensão dessa desadaptação através de um microscópio de medição. Os autores relataram ainda que, devido às características do sistema Bränemark, uma desadaptação lateral de 50µm não gera qualquer tensão ao sistema, mas erro angular da mesma dimensão é capaz de gerar um deslocamento angular no ápice do implante para aliviar a tensão gerada.

A necessidade de se obter próteses com adaptação passiva foi confirmada, em 1994, por WASKEWICKZ *et al.* utilizando análise fotoelástica. Os autores compararam os padrões de estresse gerados ao redor de implantes ao parafusar uma infra-estrutura com adaptação passiva e não passiva, aos intermediários. Um modelo fotoelástico simulando a curva da mandíbula foi construído com cinco implantes Nobelpharma (3,75mm X 10mm), numerados de 01 a 05 no sentido horário. Utilizaram intermediários convencionais de 4mm (Nobelpharma), que receberam um torque de 20N.cm com auxílio de um torquímetro. Sobre esse conjunto foram posicionados os cilindros de ouro de 3mm (Nobelpharma) que,

após um torque de 10N.cm foram unidos entre si com resina acrílica autopolimerizável, para a confecção do enceramento da infra-estrutura em liga de ouro-paládio. Após a fundição, foi constatada a presença de uma adaptação inadequada da peça, sem contato íntimo entre cilindros de ouro e intermediários. Essa peça sem adaptação passiva foi analisada fotoelasticamente, sendo parafusada em posição com um torque de 10 N.cm em três diferentes seqüências de aperto dos parafusos: (1) 1, 2, 3, 4, 5; (2) 5, 4, 3, 2, 1; (3) 3, 2, 4, 1, 5. Após todas as análises, a peça foi seccionada entre cada intermediário para receber a solda. Cada parafuso de ouro foi apertado com um torque de 10 N.cm e as partes foram unidas com resina acrílica Duralay. A peça foi, então incluída em revestimento e soldada, de modo a obter uma infra-estrutura adaptada passivamente. O aperto da infra-estrutura sem adaptação passiva produziu concentração de estresse ao redor dos implantes, observado através da presença de franjas no modelo fotoelástico. Quando a peça adaptada foi parafusada, não houve produção de estresse nos implantes. A produção dos estresses na peça sem adaptação passiva foi indiferente nas três seqüências de aperto testadas, sendo que os implantes 01 e 05 (nas extremidades) demonstraram maior concentração de franjas. A concentração de estresse foi maior no terço médio de cada implante e menor nos terços cervical e apical dos implantes. Os autores acreditam que, devido à presença de força estática, quando uma prótese sem adaptação passiva é parafusada e devido à impossibilidade de se predizer a resposta biológica dos implantes frente a essa força, é recomendável que as peças sejam seccionadas e soldadas para se obter uma adaptação o mais passiva possível.

APARICIO em 1995 ressalta a importância de um método temporário que possibilite avaliar a saúde peri-implantar, oclusão, higiene, estética e fonética, como

também um método que facilite o carregamento progressivo dos implantes durante o período de maturação óssea. De acordo com o autor, para a manutenção da osseointegração é essencial que a prótese esteja adaptada aos implantes com total passividade, visto que a falta do ligamento periodontal confere ao implante incapacidade para modificar sua posição. Uma prótese mal adaptada promove uma distribuição desigual da carga mastigatória podendo levar à perda desses implantes que se encontram em processo de osseointegração ou estão rodeados por osso ainda imaturo e incapacitado de suportar sobrecarga.

JEMT & LIE (1995) fizeram uma análise da precisão de assentamento das estruturas de ouro através de uma técnica fotogramétrica tridimensional, sobre os modelos de trabalho. Os autores pretenderam medir o assentamento das próteses fixas totais aos modelos de trabalho antes da inserção, para tentar identificar a precisão das estruturas em um procedimento padrão para implantes. Mediram as distorções de 16 próteses implanto-suportadas, fundidas em liga de ouro pela técnica de monobloco. Estas próteses foram consideradas clinicamente aceitáveis em termos de adaptação quando parafusadas com o máximo de meia volta, sabendo-se que um espaço de $150\mu\text{m}$ pode ser fechado considerando a distância entre as roscas dos parafusos de ouro que é de cerca de $300\mu\text{m}$. Observaram distorções dos cilindros, principalmente no plano horizontal (eixos x e y) e a média de distorção 3-D (tridimensional) foi de $42\mu\text{m}$ (± 15) e $74\mu\text{m}$ (± 38) para a maxila e mandíbula, respectivamente. A distorção angular média 3-D (tridimensional) foi $51\mu\text{m}$ (± 35) na mandíbula e $70\mu\text{m}$ na maxila. Detectaram uma correlação significativa entre a distorção 3-D (tridimensional) do ponto de referência central com a curvatura do arco do

implante, indicando maior deslocamento quanto mais curvo fosse o arco dos implantes. Com relação aos componentes protéticos utilizados, os autores comentaram que na combinação de implantes paralelos e pilares *standard*, certo desajuste pode, possivelmente, ser aceito dentro da tolerância dos componentes pré-fabricados (torneados) sem criar estresse durante a conexão das estruturas. Mas, em casos similares, quando utilizado o sistema de pilares cônicos mais distorção horizontal, estresse e problemas com o assentamento são observados. Os autores consideram que o impacto biomecânico do assentamento da estrutura aos implantes osseointegrados é crítico, uma vez que o nível de assentamento clínico considerável aceitável é desconhecido. Acreditaram que nos casos de rotina clínica, a distorção da prótese em relação ao modelo de trabalho é geralmente menor do que $150\mu\text{m}$.

JIMENÉZ-LÓPEZ em 1995 apresentou a técnica do cilindro cimentado em prótese rosqueada sobre implantes. A técnica consistia na confecção de uma estrutura em peça única, sem soldagem, na qual era integrado um cilindro de ouro que seria usado como referência para posicioná-la na boca. Em seguida, nas regiões correspondentes aos cilindros restantes, previamente posicionados e fixados no pilar transepitelial, eram preparados alojamentos para que posteriormente fossem cimentados diretamente na boca com resina anaeróbica. O autor relatou obter um ajuste passivo absoluto que, além disso, facilitava a técnica de laboratório, obtendo ótimos resultados com maior rapidez e confiabilidade.

Segundo WANG & WELSCH, em 1995, apesar das propriedades desejáveis do titânio para uso odontológico, existem alguns problemas na prática da soldagem deste metal, como o fato de apresentar alta afinidade pelo oxigênio e rápida reação a altas

temperaturas, o que faz do titânio e suas ligas inviáveis para soldagem convencional com chama de gás oxigênio, podendo ocorrer alteração na microestrutura causando profundos efeitos nas propriedades mecânicas do metal. Segundo os autores, ainda, a soldagem a laser é uma poderosa fonte de energia eletromagnética, monocromática que pode ser concentrada diretamente sobre um pequeno foco, permitindo que uma pequena área seja afetada pelo calor. Os autores determinaram 18 Joules de nível de energia, aplicados durante 2Hz e comprimento de pulso de 12ms, para criar melhores interfaces de ligação. De acordo com o estudo, todas as uniões soldadas foram intensamente mais fracas do que o metal original (grupo controle sem solda). Pelo microscópio eletrônico, todas amostras soldadas a laser apresentaram ligação incompleta (áreas soldadas na periferia e uma região central sem solda), o que resultou em baixos valores de resistência à tração. Tiros sobrepostos de solda podem ser a solução para este problema.

JEMT, em 1996, analisou, com método fotogramétrico computadorizado com medidas tridimensionais, o grau de adaptação das próteses sobre implantes, obtidas a partir de modelos com aquelas obtidas diretamente na cavidade oral, tendo como objetivo verificar a validade dos vários estudos onde são usados modelos como referência pela dificuldade de realização de estudo *in vivo*. Foram selecionados 17 pacientes, sendo 10 com implantes em mandíbula e 7 em maxila, e obtidos os modelos de trabalho com os cuidados habituais. As próteses foram confeccionadas através de dois métodos. Cinco foram fabricadas em titânio (Ti-3 frames, Procera, Nobelpharma AB, Göteborg, Sweden) e soldadas a laser e, doze em ouro através do processo de fundição em monobloco. Todas foram clinicamente ensaiadas e aceitas como adaptadas satisfatoriamente. As análises mostraram resultados diversos para as diferentes situações. Nos modelos, a média

tridimensional de distorção do ponto central do cilindro de ouro foi de $37\mu\text{m}$ nas próteses mandibulares e de $75\mu\text{m}$ nas maxilares. Na cavidade oral, os valores eram de $51\mu\text{m}$ para mandibulares e $111\mu\text{m}$ nas maxilares. O autor faz uma alerta para as próteses consideradas satisfatórias em testes clínicos, pois elas podem possuir centenas de microns na interface de desadaptação e que, este nível pode causar problemas, devendo ser melhor investigada.

NEO *et al.* (1996) desenvolveram um estudo com o objetivo de investigar as propriedades mecânicas das uniões soldadas de conectores de titânio. O titânio puro foi usado como controle. As soldas foram feitas pela técnica de soldagem a laser e gás tungstênio. Foi investigado também o efeito do calor das queimas de porcelana. As soldas a laser apresentaram redução significativa na resistência à tração final. O tratamento com calor não teve efeito sobre o módulo de elasticidade e alongamento, mas diminuiu a resistência à tração das amostras de titânio soldadas a laser. Entretanto, continua maior que a solda convencional. As amostras soldadas com gás tungstênio têm resistência à tração e módulo de elasticidade maiores que dos outros grupos. O alongamento do grupo controle foi maior, nos corpos soldados a laser, diminuiu. Os autores escreveram que a solda a laser é uma técnica que produz assentamento passivo em infra-estruturas de próteses sobre implantes. Ainda, que este tipo de solda tem resistência igual ou maior que soldas convencionais. A técnica com gás tungstênio pode também ser utilizada para unir componentes de titânio. Este processo une metais pelo aquecimento entre um eletrodo de tungstênio e a estrutura do metal. Na área a ser soldada, área do eletrodo e adjacentes são protegidas por gases inertes como argônio, hélio ou um mistura de gases. Procedimento complicado, pois qualquer contaminação pelo ar vai oxidar o metal no ponto de solda.

Observou-se na análise fractográfica e fotomicrografia ótica que a profundidade de solda foi de 0,68mm, insuficiente para produzir completa penetração da solda. Este fato acarreta a formação de crateras na solda, porosidades, o que provoca concentração de tensão, diminuindo a resistência da união soldada.

Em 1996, TAMBASCO *et al.* ressaltaram algumas características da soldagem a laser em Odontologia, bem como algumas de suas vantagens e desvantagens. De acordo com os autores, o sucesso da soldagem a laser depende da profundidade de penetração da solda. Entretanto, a espessura do metal deve ser considerada e a profundidade de penetração ajustada adequadamente. Quando o metal pode ser controlado, a espessura recomendada é de cerca de 3mm e a profundidade de solda de 1,5mm para a maioria das aplicações. Esta profundidade permite uma resistência adequada da junta da solda e minimiza a entrada de calor no metal, promovendo menor distorção da peça. Uma profundidade de penetração maior é possível, para obtenção de maior resistência, porém o risco de distorção da peça protética aumenta. No entanto, uma penetração insuficiente resulta em junta de solda enfraquecida. Para os autores, esta penetração é controlada pela variação da voltagem associada com o pulso do laser e não pela duração do pulso. Aumentando a duração do pulso, geralmente só se aumenta a quantidade de energia sobre a peça, mas não a penetração da solda. E isto levaria a maior concentração de calor sobre a peça protética, aumentando a possibilidade de distorção da peça, devido à expansão térmica. Outro fator que pode afetar esta penetração seria o ângulo de aplicação do feixe de laser. Os autores destacam algumas vantagens da solda a laser: a) apresenta fonte de calor concentrada de alta energia que reduz problemas de distorção; b) possibilita a soldagem no modelo mestre, devido à baixa quantidade de calor aplicado; c) maior precisão, devido ao

melhor contato entre as superfícies a serem soldadas, reduzindo o potencial de distorção; d) resistência ao escoamento da junta de solda é idêntica ao metal de origem. Apresentam também algumas desvantagens, tais como: a) equipamentos de alto custo; b) maiores espaços para posicionamento do equipamento; c) algumas dificuldades para avaliar a qualidade da solda, pelo menos no início.

EVANS, em 1997, afirmou que procedimentos clínicos e laboratoriais imprecisos contribuem para que haja erros no assentamento das restaurações. Portanto, é indispensável a avaliação cuidadosa durante a prova clínica. Se forem encontradas discrepâncias no assentamento, a infra-estrutura deve ser seccionada e soldada em uma nova relação. Entretanto, muitas vezes o material de revestimento estético deve ser removido para facilitar o acesso à soldagem. Isto implica em um custo mais elevado, maior consumo de tempo e a necessidade do paciente comparecer mais vezes ao consultório. Portanto, o processo de eletroerosão (EDM) pode ser usado para melhorar o assentamento da infra-estrutura metálica em se respectivo componente. Este processo é relativamente rápido, pode ser realizado durante a prova clínica, elimina os processos de seccionamento e soldagem, evitando, ainda, a remoção do material de recobrimento estético antes da sua aplicação.

Em 1998, CHAI & CHOU propuseram-se a avaliar as propriedades mecânicas do titânio comercialmente puro em diferentes condições de soldagem a laser, para determinar os parâmetros ótimos de níveis de energia em termos de duração e voltagem. Os valores para resistência a tração oscilaram entre 374 a 562 MPa, 0,2% do produto da resistência ao escoamento de 206 a 338 MPa e a porcentagem de alongamento ficou entre 2,49% e 10,58%. Condições ótimas foram determinadas com curvas tridimensionais: máxima resistência à tração foi observada utilizando 305V e 12ms; a voltagem ótima, para 0,2% de

resistência ao escoamento, foi 310V e 10ms e a voltagem usada para melhor porcentagem de alongamento foi 300V por 12ms. A voltagem foi um fator que influenciou a resistência à tração e 0,2% do produto da resistência ao escoamento. Esta conduz a uma maior profundidade de soldagem. A duração não influenciou a resistência das uniões soldadas a laser. A conclusão foi que 300V/12ms resultam em ótimas condições de soldagem, fornecendo quantidade adequada de nitrogênio e oxigênio na área da soldagem para permitir melhores propriedades físicas. O aumento da presença de impurezas como nitrogênio e oxigênio melhora as propriedades de resistência a tração, mas diminui consideravelmente a ductibilidade e aumenta a fragilidade.

HELLDÉN & DÉRAND, em 1998, realizaram um estudo com o objetivo de diminuir os erros e agilizar os trabalhos com adaptação passiva, obtidos com o método Cresco Ti Precision, apresentando as vantagens para a confecção de próteses a partir de cilindros plásticos. As peças foram incluídas e fundidas em titânio comercialmente puro, através do uso de uma máquina de fundição (Castmatic S Iwatani Internacional, Osaka, Japan). Duas próteses foram submetidas ao método de precisão e as outras duas, não. As próteses não adaptadas foram observadas ao microscópio e foram encontradas interfaces no sentido vertical de 70 μ m e 40 μ m nos implantes A e B. Nas próteses passivas, a interface era de adaptação. Foram realizadas análises fotoelásticas e também medidas as cargas executadas através de mecanismos medidores apropriados. Os resultados revelaram cargas associadas às próteses não adaptadas e ausência de cargas estáticas nas próteses passivas. No momento de mensuração das cargas, os valores encontrados eram de 41 \pm 4,3 N nos parafusos para que os mesmos conseguissem fechar interfaces de 180 μ m nos implantes

distais. Para fechar 30 μ m, foram encontradas cargas de $8 \pm 8,0$ N. Nas próteses adaptadas, a carga nos parafusos foi zero. Para interfaces de 50 μ m localizadas no implante central foram encontradas cargas de 300 ± 26 N no parafuso de ouro. Os autores salientaram a importância do fato de que os estresses dependem do erro, da dimensão do mesmo, assim como do tamanho da peça e da localização do mesmo; também consideraram que, apesar do efeito do erro estar relacionado a outros fatores como, por exemplo, qualidade óssea, há de se lembrar da importância da adaptação de um trabalho que permitisse uma análise quantitativa da interface que se estabelece entre intermediário estético e o cilindro protético.

JEMT *et al.* em 1998, realizaram um estudo para avaliar a performance de pacientes que receberam implantes e próteses fixas. Vinte e oito pacientes foram reabilitados com infraestruturas soldadas a laser e trinta pacientes receberam infraestruturas fundidas convencionalmente. Os dois grupos mostraram resultados similares. Não foi observado fratura nas infra-estruturas e nos componentes dos implantes e ambos os grupos apresentaram a mesma frequência de fratura na porção de resina. A média da perda óssea total foi de 0,4mm. Os autores concluíram que os pacientes tratados com próteses implanto-suportadas fabricadas com infra-estruturas de titânio soldadas a laser na maxila edêntula apresentaram resultados comparáveis aos pacientes com infra-estruturas convencionais após dois anos em função.

Em 1999, WEE *et al.* realizaram uma revisão de literatura a respeito do assentamento passivo das próteses implanto-suportadas. Grande parte dos artigos era clínico ou técnico e advogavam estratégias para melhorar o assentamento de tais próteses.

Dos métodos sugeridos, apenas alguns têm cientificamente comprovada a melhora deste assentamento. Embora a maioria das estratégias ensaiadas ainda resultem em ligeiro desajuste entre as infra-estruturas e o intermediário dos implantes, múltiplos fatores impedem que o conceito de assentamento passivo possa ser realizado em implantes protéticos, mesmo com a utilização de métodos avançados.

Ainda no mesmo ano, KAN *et al.* realizaram uma revisão de literatura com o objetivo de identificar os diferentes métodos clínicos utilizados para avaliar a adaptação da prótese sobre implantes, como sendo: a inspeção visual da peça assentada sobre os pilares intermediários; a sensação de pressão, desconforto ou dor relatadas pelo paciente; o posicionamento da estrutura sobre os pilares e a verificação da adaptação através da pressão digital e visualização da adaptação no lado oposto; o uso de radiografias periapicais quando os implantes encontram-se posicionados subgingivalmente; a visão direta e sensação tátil quando eles localizam-se supragingivalmente; e o teste do parafuso único, que consiste no apertamento, com torque adequado, de um dos implantes localizado em uma extremidade e a verificação do assentamento no implante o mais distante daquele, ou seja, o mais distal possível. Os níveis sugeridos de adaptação passiva são “empíricos”. Segundo os autores, apesar das várias técnicas sugeridas para avaliar a interface prótese-implante, nenhuma individualmente oferece um resultado objetivo, e aconselham utilizar a combinação dos vários métodos para minimizar a desadaptação.

Em 2000, CASTILLO avaliou a adaptação da interface intermediários/cilindros plásticos fundidos em titânio e cobalto-cromo, antes e após soldagem a laser. Foi confeccionado um modelo mestre em resina acrílica incolor, de forma retangular e fixados três implantes (Sistema Conexão) com 10mm X 3,75mm, sendo um no centro da base de

resina e os outros dois equidistantes nas extremidades da base. Sobre cada implante foram acomodados parafusos intermediários do tipo Esteticone 22CNB-A, com cinta de 3mm e torque mecânico de 20N. Foram encerados 10 corpos de prova, sendo 5 incluídos e fundidos em liga de cobalto-cromo (Rexillium[®] N.B.F. – Jeneric/ Pentron Incorporated) e os outros 5 incluídos e fundidos em titânio (Rematitan[®] - Dentaurem Pforzheim – Alemanha), sendo então avaliados por meio de inspeção microscópica. O autor concluiu que: 1-existem diferenças significativas entre estruturas fundidas em titânio e cobalto-cromo, sendo a menor interface encontrada nas estruturas fundidas em titânio (21,262 μ m); 2-existem diferenças significativas entre estruturas fundidas em monobloco e após soldagem a laser, sendo os melhores resultados encontrados nas estruturas após a soldagem a laser (19,943 μ m); 3-não houve diferenças estatisticamente significativas entre os três cilindros das estruturas, fundidas em titânio e cobalto-cromo, antes e após a soldagem a laser; 4-não houve interações entre as três condições estudadas (material, técnica e cilindros).

Preocupados com a influência da moldagem no assentamento passivo de próteses implanto-suportadas, HERBST *et al.*, em 2000, avaliaram quatro técnicas de impressão com relação à precisão dimensional. Um modelo mestre foi utilizado, simulando a situação clínica. Para as moldagens foi usado *copring* transferente de moldagem cônico não ferulizado, *copring* transferente de moldagem quadrado não ferulizado, *copring* transferente de moldagem quadrado ferulizado com resina acrílica autopolimerizável e *copring* transferente de moldagem quadrado com uma extensão lateral em um lado, não ferulizado. Os resultados mostraram diferenças significativas entre as técnicas utilizadas. Os autores

concluíram que a precisão dimensional obtida foi excepcional para todas as técnicas de impressão. Sendo confirmada pela análise de dados que os resultados foram clinicamente desprezíveis (diferença de distorção de 0,31% foi observada).

MANICONE *et al.*, em 2000, realizaram um estudo com o objetivo de comparar a microestrutura de uniões de titânio soldadas a laser e soldadas por infravermelho usando microscópio eletrônico (SEM), avaliação metalográfica e microdureza. Quarenta amostras foram fundidas e divididas em dois grupos. O grupo I foi soldado por soldagem a laser e o segundo por infravermelho. Análise SEM e metalografia foram realizadas nas áreas unidas e nas superfícies não soldadas. Microdureza foi feita nas amostras seccionadas longitudinalmente com 150g de carga durante 15s com mais de 7mm da área soldada. Fotomicrografias SEM revelaram, para o grupo I, uma interface metal-solda homogênea sem microporosidades. O grupo II exibiu uma demarcação diferente da interface do metal soldado. Avaliação metalográfica mostrou para as amostras soldadas a laser somente a presença de titânio; amostras soldadas com infravermelho mostraram também, nas regiões soldadas, níquel e cobre. Os valores de microdureza nas superfícies soldadas foram altos para ambos os grupos considerados. Os autores concluíram que a soldagem a laser com exclusiva presença de titânio parece ser ideal do ponto de vista biológico e ambas as técnicas exibiram alterações microestruturais na superfície aquecida.

SOUZA *et al.*, em 2000, realizaram um estudo comparando as uniões soldadas com o uso de brasagem e solda a laser. Os autores concluíram que, na soldagem a laser, o feixe transfere menor energia ao metal-base, minimizando o tamanho da zona afetada pelo calor e as distorções nas peças protéticas, sendo esse processo mais adequado do que a brasagem para aplicações odontológicas. Ressaltaram, ainda, as vantagens da solda a laser como

sendo: o calor fornecido é próximo do mínimo para fundir o metal, reduzindo a zona afetada pelo calor (ZAC) e minimizando distorções na peça; permite a transmissão do feixe a longas distâncias; não é influenciado por campos magnéticos; permite a soldagem em lugares de difícil acesso; possibilita a soldagem direta no modelo sem inclusão em revestimento; pode ser aplicada em estruturas recobertas com porcelana ou resina. As seguintes desvantagens foram também citadas: baixa eficiência de conversão de energia (menor que 10%); necessita de atmosfera inerte de argônio; apresenta problemas para soldagem de materiais com alta reflexão ao feixe e alta condutividade térmica; fragilização e formação de porosidades no cordão de solda devido à rápida solidificação; necessidade de proteção do operador contra os efeitos do feixe de laser.

TAYLOR *et al.*, em 2000, discutiram a perspectiva e o futuro de próteses implanto-suportadas. Os autores dissertaram sobre vários aspectos de tais próteses, como: material de recobrimento, carga oclusal ou progressiva, passividade, parafusadas X cimentadas, overdentures, número de implantes necessários, conexão de implantes com dentes naturais, complicações e resultados dos tratamentos. Com relação à passividade de próteses implanto-suportadas, os autores mencionaram o fato de que muitos esforços têm sido realizados para aumentar a precisão de assentamento, entretanto, não há evidência de que tal precisão seja necessária para a saúde a longo prazo da interface implante/osso e que um entendimento realista dos efeitos dessa falta de assentamento na estabilidade do osso adjacente ao implante é necessário.

BERNARDON, em 2001, avaliou a desadaptação marginal de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas fundidas em monobloco e submetidas à soldagem a laser, antes e após a eletroerosão através da análise do assentamento passivo, com o auxílio

de um microscópio ótico Olympus STM (Japão) com precisão de 0,0005 mm. Vinte infra-estruturas foram confeccionadas e divididas em dois grupos - monobloco e soldado a laser – os quais foram posteriormente submetidos a eletroerosão. As peças em monobloco obtiveram a pior adaptação marginal, porém essa adaptação apresentou melhora após a aplicação da eletroerosão. As peças seccionadas e soldadas a laser apresentaram melhor adaptação em relação às em monobloco, apresentando, ainda, melhora após eletroerosão. O autor concluiu ainda que, quando associadas as técnicas de soldagem a laser com eletroerosão, observou-se a melhor adaptação marginal dentre todos os grupos avaliados.

BERTRAND *et al.*, em 2001, realizaram um estudo a respeito da utilização da soldagem a laser aplicada às ligas dentais não preciosas. Os autores citaram as vantagens dessa técnica para prótese dentária: economiza tempo laboratorial devido à soldagem ser feita diretamente sobre o modelo mestre. Reduz as imperfeições na armação causadas por transferir o modelo mestre e as distorções por aquecimento; é possível soldar muito perto da resina acrílica ou cerâmica sem danos físicos (quebra) ou de coloração; potencialmente todos os metais podem ser soldados, particularmente o titânio; uniões soldadas a laser têm uma força reproduzível para todos os metais, comparável à da liga de origem.

COSTA, em 2001, verificou a distorção linear de infra-estruturas subdividindo-as em três grupos: monobloco, segmentos soldados por brasagem e segmentos soldados a laser. Tais estruturas metálicas foram confeccionadas a partir de um arco mandibular edêntulo, construído em aço-cromo, onde foram fixados, paralelos entre si, cinco análogos de implantes tipo Esteticone. Posteriormente as estruturas foram avaliadas em um microscópio de mensuração. O autor concluiu que o grupo laser apresentou os menores

valores de distorção, seguido dos grupos brasagem e monobloco; todos estatisticamente diferentes entre si.

RANDI *et al.*, em 2001, compararam o assentamento de infra-estruturas implanto-suportadas cimentadas a infra-estruturas parafusadas enceradas e fundidas tradicionalmente, e ensaiaram, ainda a resistência da cimentação. Dez infra-estruturas telescópicas foram cimentadas aos cilindros de ouro com um cimento resinoso bis-GMA. O grupo controle consistiu de dez infra-estruturas fabricadas com técnicas tradicionais de enceramento e fundição diretamente aos cilindros de ouro. A distorção das infra-estruturas foi analisada com o sistema SEM e o teste do parafuso único. As infra-estruturas cimentadas demonstraram assentamento superior e distorção angular comparada ao grupo controle. Os autores concluíram que os testes de retenção sustentam o uso da técnica de infra-estruturas cimentadas com força de retenção adequada.

SAHIN & ÇEHRELI, em 2001, realizaram uma revisão de literatura a respeito da significância do assentamento passivo em infra-estruturas implanto-suportadas. Os autores mencionam que de acordo com a evidência científica atual e com a eficácia da tecnologia usada para a fabricação de infra-estruturas, conclui-se que um assentamento passivo absoluto não pode ser obtido. Não há nenhum estudo clínico longitudinal que reporta falhas nos implantes especificamente atribuídas à falta de assentamento da infra-estrutura; a questão fundamental que surge é se uma conexão com assentamento passivo absoluto é realmente essencial e se é um fator governante para o sucesso do implante. Os autores afirmaram que um assentamento marginal aceitável não é um sinal de assentamento passivo e que o único método para determinar a quantidade de passividade da infra-estrutura *in vivo* é a análise de força em cada implante pilar e/ou componente da prótese antes e/ou depois de

cimentar ou parafusar a prótese. Por outro lado, devido ao espaço marginal de fundições em monobloco freqüentemente ser de muitos micrometros, uma fundição desse tipo para próteses fixas implanto-suportadas certamente terá grandes espaços entre o *abutment* e a prótese. Apertamento do parafuso causa forças no implante e ao redor do mesmo e sua magnitude é dependente da quantidade de desadaptação. Distorção de infra-estrutura e implante é observada durante o parafusamento da infra-estrutura. Em alguns casos, a quantidade de distorção pode alcançar um nível tal qual um espaço marginal de 500 μ m não pode ser detectável com um explorador. A soldagem convencional ou soldagem a laser de componentes protéticos seccionados não provê necessariamente um assentamento passivo, mas sim um decréscimo no total de forças ao redor dos implantes, que pode resultar num decréscimo na freqüência de perda dos parafusos de ouro. Os autores ressaltam ainda que cada passo na fundição da infra-estrutura influencia o assentamento final. O material de impressão e a técnica usada afetam o assentamento final da infra-estrutura. Alterações dimensionais relacionadas ao uso de *copings* de impressão quadrados são relativamente menores que *copings* cônicos, e é geralmente recomendado uni-los com uma resina estável. A expansão de cristalização do gesso especial influencia o assentamento final da infra-estrutura, mas isso não pode ser mudado. Infra-estruturas em monobloco geralmente requerem seccionamento e soldagem para melhorar o assentamento. Os autores concluíram que um assentamento passivo absoluto da infra-estrutura não tem sido encontrado nas últimas três décadas.

SOUSA, em 2001, avaliou o assentamento passivo de infra-estruturas fundidas em liga de titânio e liga de paládio-prata, confeccionadas pela técnica monobloco e soldagem a

3 - PROPOSIÇÃO

Diante da necessidade de uma adicional documentação científica sobre a passividade das próteses implanto-suportadas, o presente estudo teve por objetivo avaliar, *in vitro*, a precisão de adaptação de infra-estruturas metálicas de titânio confeccionadas em monobloco sobre implantes osseointegrados, comparando estruturas confeccionadas com cilindros cimentados ou submetidos à soldagem a laser.

4 - MATERIAIS E MÉTODO

MATERIAIS

O Quadro 1 apresenta os principais materiais utilizados, bem como suas marcas comerciais e respectivos fabricantes.

Quadro 1 – Material, marca comercial e fabricante dos principais materiais empregados no estudo.

| MATERIAL | MARCA COMERCIAL | FABRICANTE |
|---|-----------------------------|--|
| Poliéter | Impregum F [®] | 3M Espe |
| Titânio Comercialmente Puro – Grau II | Tritan [®] | Dentaurum-Pforzheim/Germany |
| Revestimento para fundição de titânio | Rematitan [®] Plus | Dentaurum-Pforzheim/Germany |
| Implantes, análogos, postes de impressão e cilindros de titânio | Conexão [®] | Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo/SP |
| Cimento Resinoso | Panavia F [®] | Kuraray Co – Japan |

MÉTODO

Confecção do modelo mestre

Para a obtenção do modelo mestre foi confeccionada uma matriz metálica em forma de arco mandibular desdentado, de rebordo plano com angulação de $112,5^\circ$ e raio de 22,50 mm (COSTA, 2001). Esta configuração representa a distância média entre os forames mentonianos na mandíbula humana.

Um bloco de aço inoxidável refratário ASTM 310 (aço fortemente ligado ao cromo) de excelente estabilidade dimensional foi torneado em um torno CNC (“computer numeric control, marca index, modelo GU800”, Alemanha) de modo a formar um arco de 58,429mm de diâmetro e corda de 30mm.

Na peça obtida foram confeccionadas cinco perfurações paralelas entre si, precisas, de diâmetro 3,5mm, na disposição preconizada pelo protocolo de Branemark e colaboradores (1985) simetricamente distribuídos a partir da linha mediana do arco de $112,5^\circ$. Tais perfurações foram obtidas com auxílio de um centro de usinagem (Wanderer CNC, modelo D10, Alemanha) da seguinte forma:

- a) Com uma broca de aço rápida de secção de 3,0mm foram feitas perfurações de acordo com as coordenadas ditadas pelo raio de 22,5mm;
- b) O aumento do diâmetro das perfurações de 3,0mm para 3,5mm foi feito com um alargador de secção de 3,5mm para metais duros;
- c) Para assegurar o travamento horizontal das réplicas dos pilares dos implantes que seriam instaladas nas perfurações, foram feitas perfurações

no sentido transversal destas perfurações com usinagem de roscas (4,0mm X 1,0mm) para a colocação de parafusos horizontais;

- d) Corte das roscas transversais no diâmetro de 4,0mm e 1,0mm de passo;
- e) Fresa dos chanfros posteriores do protótipo com função apenas estética;
- f) Controle dimensional das perfurações através dos padrões passa e não passa, sendo a tolerância não passa igual a 3,5mm de secção +0,02 e -0,0 e a tolerância passa igual a 3,5mm de secção =0 e -0,02;
- g) Remoção de rebarbas e acabamento geral da peça.

Cinco réplicas de pilares tipo esteticone (A, B, C, D, e E) com diâmetro de 4,0mm, Original 101-CNB (Conexão- Sistemas de Prótese – São Paulo) foram instaladas nestas perfurações por fricção e para assegurar a imobilidade destas réplicas, parafusos transversais foram usados (FIGS. 1 e 2). A medida entre as réplicas foi de 10mm de centro a centro, portanto de 6,0mm de borda a borda, ficando 4,0mm em altura da réplica exposta, acima do rebordo do protótipo de aço para facilitar as observações de adaptação das peças instaladas nestas réplicas.

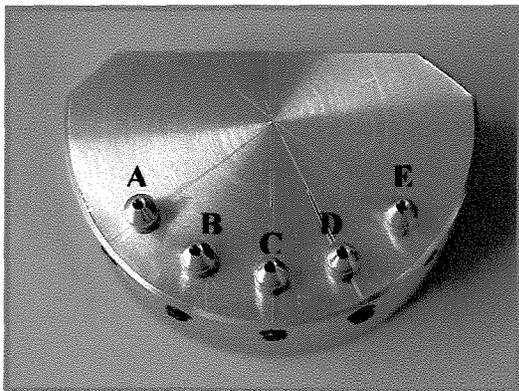


Figura 1: Vista oclusal da Matriz Metálica

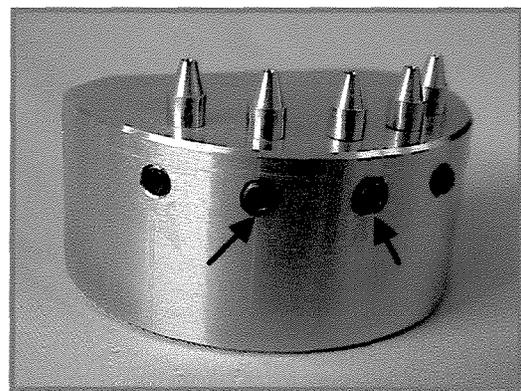


Figura 2: Parafusos de fixação transversais (setas)

Confeção da moldeira individual

Para a confecção da moldeira individual, foi obtido um modelo em gesso pedra tipo III(Herodent[®] - Vigodent) a partir de uma moldagem preliminar da matriz com os transferentes cônicos (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – Brasil), realizada com moldeira de estoque perfurada e hidrocolóide irreversível (Jeltrate[®]). No modelo preliminar obtido foram incorporados os análogos dos pilares esteticone 101-CNB. Com a finalidade de obter alívio para o material de moldagem, o modelo preliminar foi aliviado com cera rosa nº 7 (Wilson[®]), com exceção de três pequenas áreas, sendo duas na porção posterior e uma na anterior, que serviram de limitadores no assentamento da moldeira durante o procedimento de moldagem para padronizar a espessura de material de moldagem.

Foi confeccionada uma moldeira individual em resina acrílica ativada quimicamente (Clássico[®]), com abertura superior para o acesso aos parafusos dos transferentes quadrados de moldagem (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – Brasil).

Moldagem de Transferência

A moldagem de transferência foi realizada sobre a matriz metálica com o auxílio do sistema de poste de impressão quadrado 23 CNB e pinos-guia 136-CNBK (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo - Brasil). Para a técnica de transferência foi realizada a amarra dos postes de impressão com fio dental e recobrimento com resina acrílica (Duralay[®]-Reliance Dental Co - USA) - técnica do arrasto. Em seguida, com auxílio de um disco diamantado fino, os postes foram novamente separados para minimizar o efeito da contração de polimerização da resina acrílica. Após a adaptação dos componentes de

impressão, o conjunto foi novamente ferulizado com pequenas porções de resina acrílica (FIG. 3). Então, foi realizada a moldagem com o poliéter Impregum F® (3M - ESPE). O material foi manipulado de acordo com as recomendações do fabricante e injetado ao redor dos transferentes, com uma seringa apropriada, e inserido na moldeira e, então o conjunto moldeira/material de moldagem foi levado à matriz metálica e realizado o procedimento de moldagem.

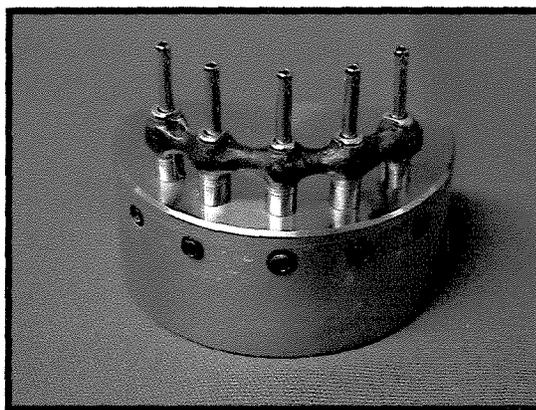


Figura 3: Transferentes quadrados unidos com resina acrílica

Para simular as condições clínicas, a moldagem foi realizada sob pressão digital constante o suficiente para extrair o excesso de material de moldagem e mantê-lo sob pressão até a presa final do material em aproximadamente 6 minutos, como recomendado pelo fabricante.

Após este tempo, os pinos-guia foram desparafusados através da abertura superior da moldeira, permanecendo os transferentes quadrados fixos no molde, como referência para a adaptação dos análogos (FIG. 4).

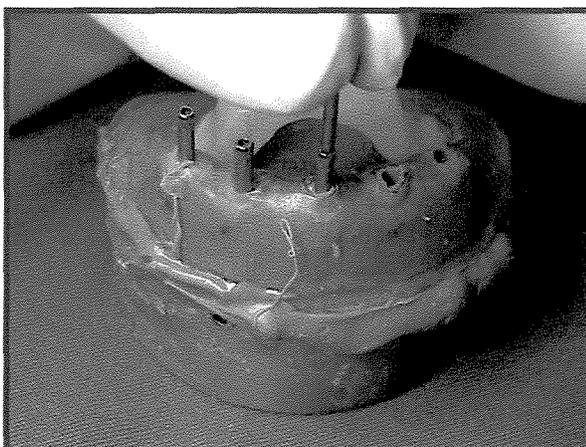


Figura 4: Remoção dos pinos-guia

Em seguida, sob vibração, o molde foi preenchido com gesso pedra de alta expansão tipo V (Exadur[®] – Polidental), proporcionado e manipulado manualmente, de acordo com as instruções do fabricante. Após a completa cristalização do gesso, foi realizada a separação do modelo juntamente com os respectivos transferentes protéticos.

Desta forma, foram obtidos 20 moldes e modelos, os quais foram distribuídos e divididos aleatoriamente em dois grupos de amostras. Esta distribuição visou diminuir os prováveis efeitos das alterações oriundas dos procedimentos molde/modelo nos resultados finais desta pesquisa.

Enceramento dos corpos – de – prova

Para a confecção dos corpos-de-prova foram utilizados 100 cilindros de titânio 112 CNB (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo – Brasil).

Foram confeccionados alívios em cera sobre os cilindros de titânio através da imersão em banho de cera liquefeita durante 2 segundos (FIG. 5 e 6) em um plastificador

Análise do assentamento passivo de infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas do cilindro cimentado e soldado a laser

de cera HOTTY LED (Renfert GmbH, Hilzingen, Alemanha). A espessura dos alívios foi padronizada em 0,2mm e medida com auxílio de um paquímetro eletrônico digital Starrett® (FIG. 7 – A e B). Neste procedimento foi mantida intacta a região da cinta metálica dos pilares.

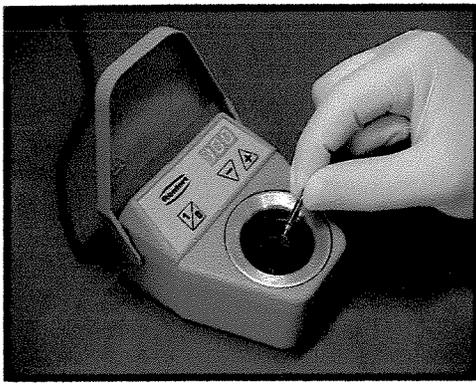


Figura 5: Plastificador de cera

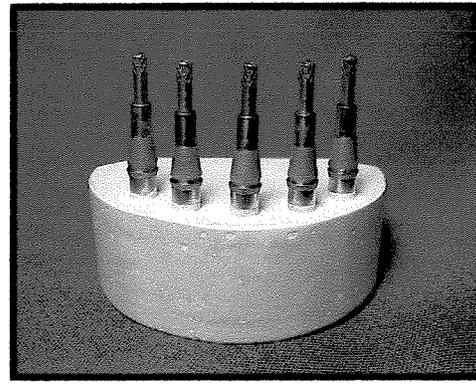


Figura 6: Alívios em cera sobre os pilares

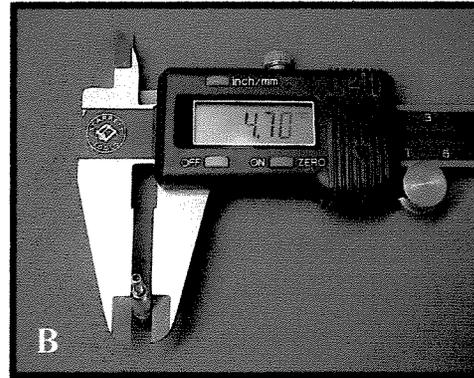
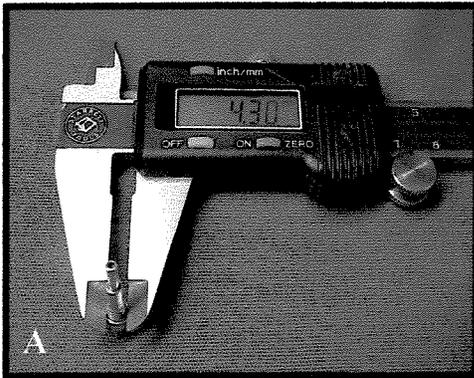


Figura 7: A e B) Diâmetro do cilindro de titânio antes e após o alívio em cera, respectivamente

Os cilindros de titânio foram então posicionados sobre os modelos mestres, nos respectivos implantes com os pinos de enceramento 136 CNBK e coifas em resina acrílica (Duralay® -Reliance Dental Co - USA) foram confeccionadas sobre os mesmos (FIG. 8).

Análise do assentamento passivo de infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas do cilindro cimentado e soldado a laser



Figura 8: Coifas em resina acrílica

Uma barra cilíndrica em cera com 4,0mm de diâmetro (Dentaurum[®] – Pforzheim – Germany) foi recortada e colocada entre os cilindros. Em seguida, foi aplicada cera liquefeita azul para coroas e pontes (Kota[®] – Indústria e Comércio – São Paulo – Brasil) nas extremidades, unindo os cilindros uns aos outros. Nas extremidades livres, foi padronizada uma extensão distal de 10mm de comprimento (FIG. 9). As barras foram posicionadas acima da cinta cervical dos cilindros metálicos, deixando 1,0mm da superfície de união cilindro e réplica exposta, preservando assim, a área para a posterior observação da adaptação (FIG. 10).



Figura 9: Extensão distal da barra

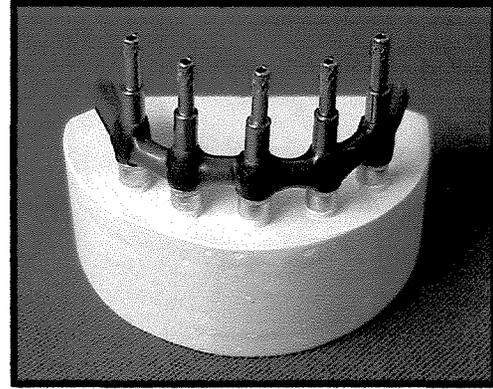


Figura 10: Corpo-de-prova encerado

Posteriormente, foi realizada a prova da passividade, com as estruturas ainda em cera, no modelo de trabalho, finalizando o enceramento dos corpos-de-prova. Este procedimento consistia no aperto de um parafuso em uma das extremidades do padrão de cera, com torque de 10N.cm e em seguida verificava-se a desadaptação no outro lado, com a finalidade de visualizar e eliminar distorções do processo de enceramento. Se alguma desadaptação fosse observada, a estrutura em cera era, então, seccionada e novamente unida com cera liquefeita.

Desta forma, a partir dos modelos mestre, foram enceradas 20 estruturas, posteriormente foram fundidas em titânio comercialmente puro – grau II (Tritan® - Dentaaurum – Pforzheim - Germany) e divididas em dois grupos de 10 repetições cada, a saber:

GRUPO I: estruturas em titânio e cilindros cimentados;

GRUPO II: estruturas em titânio e cilindros soldados a Laser.

Inclusão dos corpos-de-prova

Sobre a superfície livre dos corpos-de-prova foram fixados 06 bastões de cera (Dentaurum[®] – Pforzheim – Germany), com 4,0mm de diâmetro cada, os quais foram unidos a uma barra em forma de “U”, com 5,0mm de diâmetro. Sobre esta barra, foram perpendicularmente fixados 02 bastões de cera do mesmo diâmetro (5,0mm), e adaptados à base do anel de inclusão, com a finalidade de garantir volume suficiente de estrutura para a quantidade de liga injetada.

Em toda a superfície do padrão de cera, foi aplicado líquido umectante (Waxit[®], Degussa AG – Hanau – Germany) e deixado à temperatura ambiente para secagem da solução. Em seguida, um anel de silicone, com capacidade para 500g de revestimento, foi adaptado à base formadora de cadinho (FIGS. 11 e 12). Foi utilizado o revestimento especial para fundição de titânio Rematitan Plus[®] (Dentaurum – Pforzheim – Germany), o qual, de acordo com as instruções do fabricante, foi proporcionado em 80ml de líquido específico para 02 envelopes de 250g de pó, e incorporado pó ao líquido manualmente durante 10 segundos e, em seguida, espatulado mecanicamente a vácuo por 60 segundos num espatulador elétrico (Espatulador / Inclusor Elétrico à Vácuo – Multivac 4, Degussa S.A.). Após a manipulação, os corpos-de-prova foram cuidadosamente pincelados com o revestimento na porção interna de cada coifa, e então completado o preenchimento. Em seguida, o conjunto foi deixado sobre bancada à temperatura ambiente até o início da reação de cristalização, momento em que o anel foi removido.

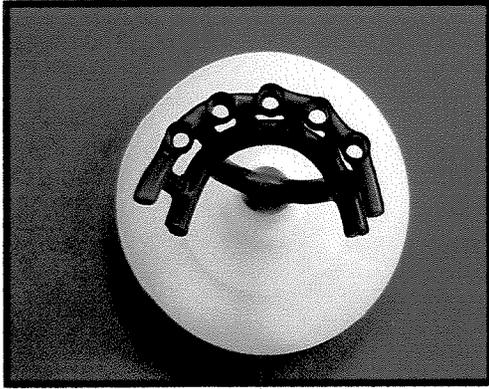


Figura 11: Fixação à base formadora de cadinho

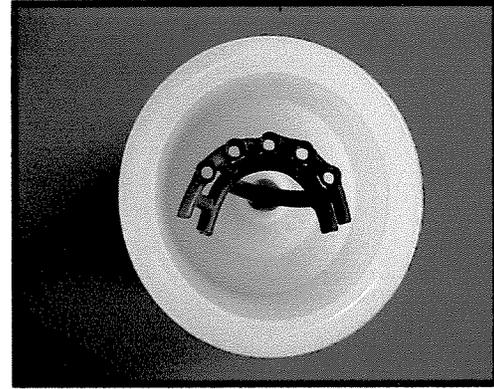


Figura 12: Anel de silicone posicionado

Processo de Fundição

Após o tempo de 40 minutos do início da manipulação do revestimento, o bloco cristalizado foi colocado em forno elétrico de pré-aquecimento (VULCAN 3.550 NDI Box Furnace - Degussa – Ney Dental Inc – Yucaipa, CA, USA), previamente programado, conforme o quadro abaixo:

Quadro 2 – Ciclos de temperatura, velocidade e aquecimento:

| PROGRAMA | TEMPERATURA (°C) | VELOCIDADE DE AQUECIMENTO (°C/MIN) | TEMPO DE AQUECIMENTO (MIN) |
|-----------------|-----------------------------|---|---|
| CICLO 1 | H1=250°C | A1= 7°C | P1= 60min |
| CICLO 2 | H2=1000°C | A2=7°C | P2=90min |
| CICLO 3 | H3=550°C | A3=7°C | P3=120min |

Para evitar a penetração de impurezas e permitir a eliminação de cera e resíduos, o bloco de revestimento foi posicionado no forno com a base formadora de cadinho voltada para baixo (FIG. 13). Após o tempo de aquecimento, a máquina de fundição Rematitan (Dentaurum – Pforzheim – Germany) foi programada para 31g de metal, ajustando automaticamente o tempo de fundição e a corrente elétrica a ser descarregada. Esta máquina é constituída de um sistema fechado de duas câmaras: uma superior, de fundição, que recebe um cadinho refrigerado de cobre e um eletrodo de Tungstênio; e a parte inferior, que recebe o bloco de revestimento e realiza o vácuo. As câmaras estão em contato através de uma abertura, sendo que o selamento para a ocorrência do vácuo é provido por um anel cerâmico colocado sobre a base formadora de cadinho no bloco de revestimento imediatamente à fundição. A distância entre o eletrodo e a pastilha da liga foi padronizada de acordo com um dispositivo metálico fornecido pelo fabricante. Para o processo de fusão, o gás argônio é injetado automaticamente na câmara superior, criando um ambiente inerte e uma descarga é fornecida sobre a pastilha de liga (FIG. 14).

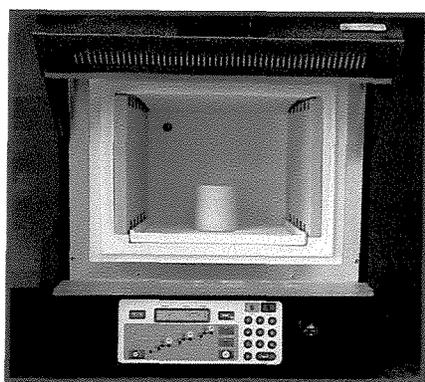


Figura 13: Forno elétrico de pré-aquecimento

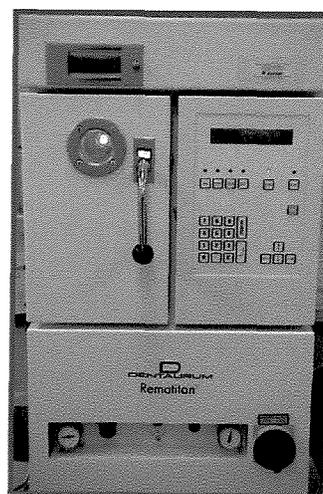


Figura 14: Máquina de fundição

Para a fundição das estruturas, foi utilizado o titânio comercialmente puro que se apresenta em forma de lingotes cilíndricos de 31 gramas (Tritan[®] - Dentaurum – Pforzheim – Germany), com um grau de pureza mínimo de 99,5% de titânio (DIN 17850). O processo de fundição ocorreu em função do vácuo existente na câmara inferior e a pressão de argônio na câmara superior. Uma vez transcorrido o tempo de fusão, o titânio fluiu para baixo no cilindro de revestimento passando pelo cadinho.

Desinclusão e Acabamento

O procedimento de desinclusão foi realizado após o resfriamento do revestimento em água, por recomendação do fabricante, com o intuito de evitar excesso de contaminação superficial do titânio em contato com o revestimento, denominado “Alpha Case”. A amostra foi desincluída do revestimento através de um desincludor pneumático (Silfradent – F.LLI Manfred – Italy) e jateadas com microesferas de vidro em um jateador elétrico (Oxyker Dry/AM 28 – F.LLI Manfred – Italy).

Após a desinclusão, foram seccionados os condutos de alimentação com disco de óxido de alumínio (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Germany). Em seguida, cada corpo-de-prova foi jateado com óxido de alumínio de granulação 100µm e pressão 60Lb/pol².

Cimentação dos cilindros – Grupo I

Previamente à cimentação dos cilindros de titânio, estes foram devidamente posicionados sobre a matriz metálica e parafusados com torque de 10N.cm e o cilindro

central fixado com resina acrílica (Duralay[®]-Reliance Dental Co - USA) na porção superior do corpo-de-prova e, então, soldado numa máquina de soldagem a laser (Desktop Laser – Dentaaurum – Germany), programada a 280V, pulso de 5,0ms e frequência de focus igual a zero.

Após a soldagem do cilindro central, foi realizada a cimentação dos demais cilindros de titânio com cimento resinoso de dupla ativação (Panavia F[®] - Kuraray Co. – Quadro 3) na matriz metálica, simulando uma situação clínica. De acordo com as especificações do fabricante, o cimento resinoso foi manipulado e inserido nas áreas correspondentes do corpo-de-prova e cilindros de titânio (FIG. 15). O conjunto foi posicionado e parafusado sobre a matriz metálica e, após a remoção dos excessos de cimento, foi realizada a fotoativação do cimento resinoso, com auxílio de um fotoativador (Curing Light[®] XL 3000 - 3M Dental Products) durante vinte segundos em cada uma das faces, vestibular e lingual (FIG. 16).

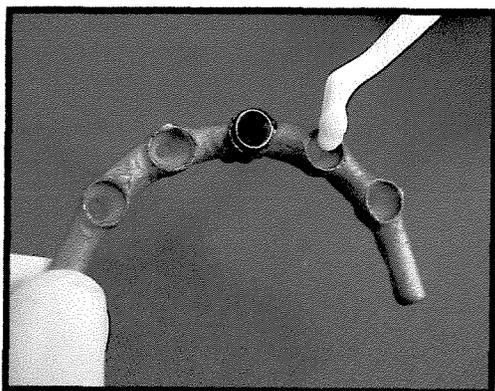


Figura 15: Inserção do cimento

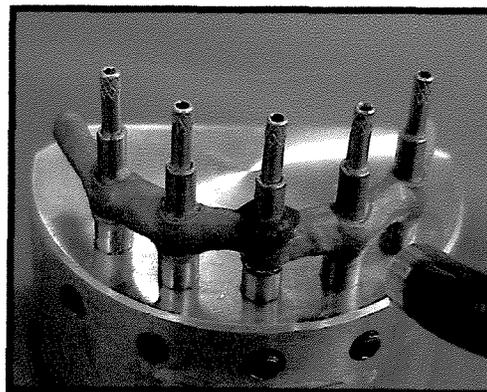


Figura 16: Fotoativação

Quadro 3 – Composição química dos materiais componentes do kit do cimento resinoso Panavia F®

| Panavia F® | |
|-----------------------|---|
| Alloy Primer | VBATDT, MDP, acetona |
| Ed Primer – Líquido A | HEMA, MDP, 5-NMSA, dietanol p-toluidina, água |
| Ed Primer – Líquido B | 5-NMSA, Sulfinato benzênico de sódio, dietanol p-toluidina, água |
| Pasta A | Sílica coloidal, BisGMA, MDP, dimetacrilato hidrófilo e hidrófobo, peróxido de benzoila |
| Pasta B | Vidro de bário silanizado, óxido de titânio, NaF, sílica coloidal, BisGMA, dimetacrilato hidrófilo e hidrófobo, dietanol p-toluidina, sulfinato de sódio trisopropílico benzênico |

Soldagem a laser dos cilindros – Grupo II

Para o procedimento de soldagem a laser as estruturas metálicas foram posicionadas sobre a matriz metálica. Os componentes foram parafusados com torque de 10N.cm e fixados com pequenas porções de resina acrílica (Duralay®-Reliance Dental Co - USA). A estrutura metálica com os cilindros de titânio fixados com resina acrílica foi levada para o interior da máquina de soldagem a laser (Desktop Laser – Dentaurum – Germany) e, então realizada a soldagem com a máquina programada a 280V, pulso de 5,0ms e frequência de focus igual a zero.

A união dos cilindros de titânio com resina acrílica (Duralay®-Reliance Dental Co - USA) foi realizada somente por oclusal para permitir o livre acesso para a soldagem na região cervical dos cilindros sobre a estrutura fundida (FIG. 17). Após a soldagem da região cervical, a resina acrílica foi eliminada por oclusal e esta região foi também soldada (FIG.

18). Durante o procedimento de soldagem, tomou-se o cuidado de realizar os primeiros pontos de solda em regiões diametralmente opostas, ou seja, faces vestibular, lingual, mesial e distal. Posteriormente, partiu-se para soldagem de toda a extensão de cada um dos cilindros, através da sobreposição dos pontos de solda em cerca de 70 a 80%.



Figura 17: Cilindros unidos com resina acrílica

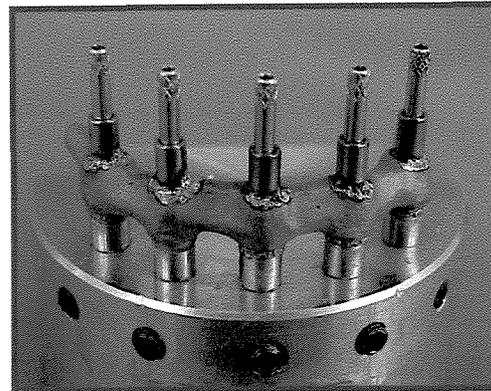


Figura 18: Corpo-de-prova soldado

Análise do Assentamento Passivo

Para as leituras dos valores das alterações dimensionais lineares verticais, representando o grau de adaptação entre os componentes protéticos e os pilares intermediários de implantes, foi utilizado um microscópio mensurador (STM Digital - Olympus - Japan) com precisão de 0,0005 mm (FIG. 19).

As estruturas metálicas foram encaixadas e posicionadas na matriz metálica e o parafuso de titânio 11 CNB nº1 (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – Brasil), que corresponde ao implante A, foi apertado com torque de 10N.cm, com o auxílio de torquímetro (Lifecore - USA). Por meio desse procedimento, verificou-se o grau de adaptação dos componentes E e C. O procedimento repetiu-se com o outro parafuso mais distal (parafuso nº5) para a mensuração dos implantes A e C.

Com a finalidade de padronizar o posicionamento dos corpos-de-prova durante a leitura no microscópio, foram confeccionadas bases em gesso tipo V (Exadur® – Polidental), posicionadas sobre a platina do microscópio mensurador juntamente com a matriz metálica e a estrutura metálica para a realização das leituras (FIG. 20).

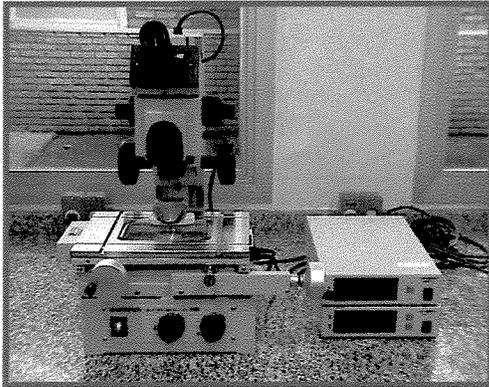


Figura 19: Microscópio mensurador

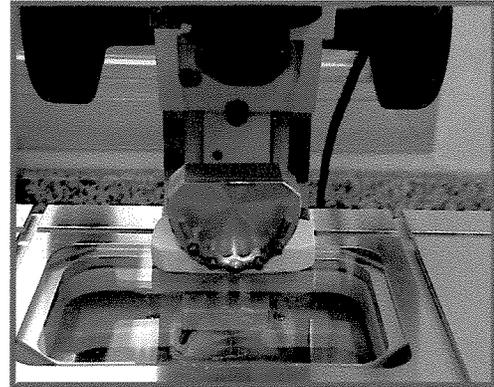


Figura 20: Matriz posicionada para leitura

As leituras foram efetuadas nas regiões vestibular (V) e lingual (L), diametralmente opostas, na interface cilindro/prótese dos três implantes previamente denominados com letras A, C e E. Para desprezar o eixo z, as margens estavam alinhadas no plano focal. O cabeçote micrométrico corria da superfície do cilindro até a linha que consistia na base do cilindro protético.

Para maior segurança, em cada distância foram realizadas três leituras entre os pontos estabelecidos, através dos quais foi calculada a média aritmética, para posterior análise estatística.

Para a realização da análise estatística utilizou-se a análise de variância (ANOVA) e o teste estatístico F, em nível de 5% de probabilidade.

5 - RESULTADOS

A **Tabela 1** apresenta o quadro de análise de variância para as posições centrais, observando os efeitos das causas de variação: réplica (corpo) e método de fixação.

Tabela 1. Análise de variância com base nos dados de falta de ajuste na posição central transformados para a função “logaritmo”, de acordo com sugestão obtida em estudo de suposições de dados através da técnica de BOX-COX.

| Causa de variação | GL | Soma de quadrados | Quadrados médios | Valor F |
|--|----|-------------------|------------------|---------|
| Rep(Corpo) | 19 | 1,59484279 | | |
| Método de fixação | 1 | 3,56700825 | 3,56700825 | 150,40 |
| Resíduo | 19 | 0,45061616 | 0,02371664 | |
| Total corrigido | 39 | 5,61246720 | | |
| Coeficiente de determinação (R^2): 91,9712 Coeficiente de variação: 9,349731 $p < ,0001^{**}$ | | | | |

Observa-se um valor-p inferior a 5% (0,05) o que dá fortes indícios de diferenças entre as médias verdadeiras dos diferentes tipos de fixação testados.

A **Tabela 2** permite a comparação de médias e das medidas de dispersão estudadas. Mostrando evidências da existência de um menor desajuste quando utilizado o método de fixação “cimentado” em relação ao “soldado”. São apresentados o desvio-padrão, o erro padrão e o intervalo de confiança.

Tabela 2. Média, desvio padrão, erro padrão e intervalo de confiança da média da medida na posição central calculada com base nos dados originais.

| Método de fixação | Média | Desvio padrão | Erro padrão | Limites do intervalo de confiança (95%) | | Teste F |
|-------------------|------------|---------------|-------------|---|-------------|---------|
| | | | | inferior | superior | |
| Cimentado | 25,6083335 | 12,5389196 | 2,8037877 | 19,7399385 | 31,4767285 | B |
| Soldado | 99,0666675 | 50,4747526 | 11,2864978 | 75,4437561 | 122,6895789 | A |

A **Figura 21** ilustra a comparação de médias na posição central, confirmando a hipótese de que a média do grupo “cimentado” é menor que a média do grupo “soldado”. Tal evidência se apóia na inexistência de intersecção dos intervalos de confiança. Verifica-se que o assentamento passivo foi melhor para o grupo “cimentado” em relação ao grupo “soldado”.

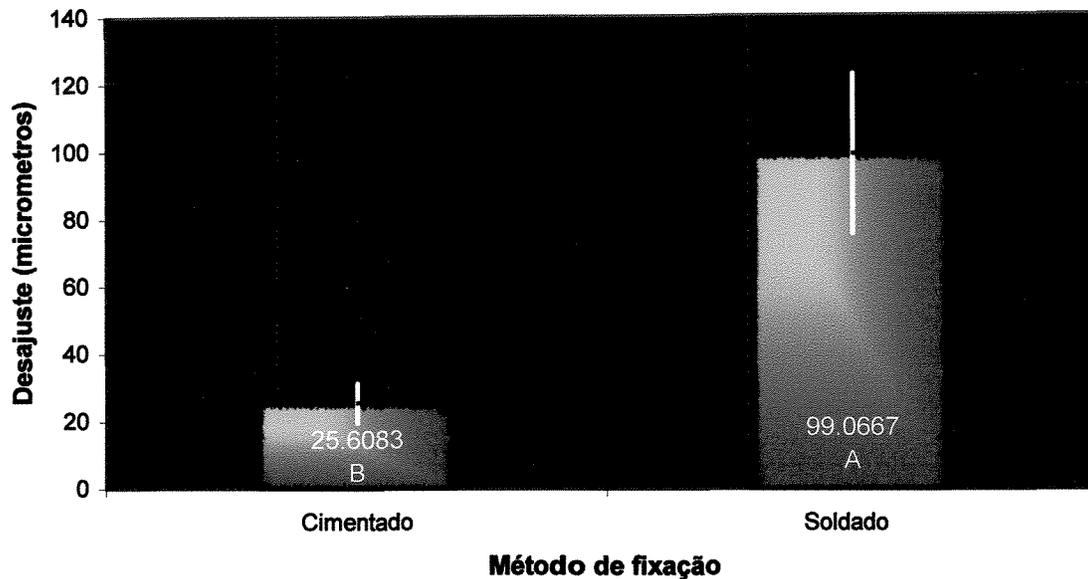


Figura 21. Médias e intervalos de confiança da falta de ajuste na posição central nos dois métodos de fixação estudados (μm). Barras com letras iguais não diferem entre si pelo teste F do quadro de análise de variância com nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$).

Na **Tabela 3**, é apresentado o quadro de análise de variância para as posições distais, observando os efeitos das causas de variação: réplica (corpo) e método de fixação.

Observa-se um valor-p inferior a 5% (0,05) o que dá indícios de diferenças entre as médias verdadeiras dos diferentes tipos de fixação testados.

Tabela 3. Análise de variância com base nos dados de falta de ajuste na posição distal transformados para a função “logaritmo”, de acordo com sugestão obtida em estudo de suposições de dados através da técnica de BOX-COX.

| Causa de variação | Graus de liberdade | Soma de quadrados | Quadrados médios | Valor F |
|---|--------------------|-------------------|------------------|---------|
| Rep(Corpo) | 19 | 1.64769638 | | |
| Método de fixação | 1 | 1.06443386 | 1.06443386 | 8.05 |
| Resíduo | 19 | 2.51251008 | 0.13223737 | |
| Total corrigido | 39 | 5.22464032 | | |
| Coeficiente de determinação (R2): 51,91904 Coeficiente de variação: 23,51406 p 0.0105 * | | | | |

A **Tabela 4** permite a comparação de médias e das medidas de dispersão estudadas, evidenciando a existência de um menor desajuste quando utilizado o método de fixação “cimentado” em relação ao “soldado”. São apresentados o desvio-padrão, o erro padrão e o intervalo de confiança.

Tabela 4. Média, desvio padrão, erro padrão e intervalo de confiança da média da medida do desajuste observada na posição distal calculada com base nos dados originais.

| Método de fixação | Média | Desvio padrão | Erro padrão | Limites do intervalo de confiança (95%) | | Teste F |
|-------------------|------------|---------------|-------------|---|------------|---------|
| | | | | inferior | superior | |
| Cimentado | 29,1750000 | 16,1630927 | 3,6141774 | 21,6104397 | 36,7395603 | B |
| Soldado | 70,2166675 | 56,7060135 | 12,6798501 | 43,6774362 | 96,7558988 | A |

A **Figura 22** ilustra a comparação de médias na posição distal, confirmando a ideia de que a média do grupo “cimentado” é menor que a média do grupo “soldado”. Tal evidência se apóia na inexistência de intersecção dos intervalos de confiança. Verifica-se que o assentamento passivo foi melhor para o grupo “cimentado” em relação ao grupo “soldado”.

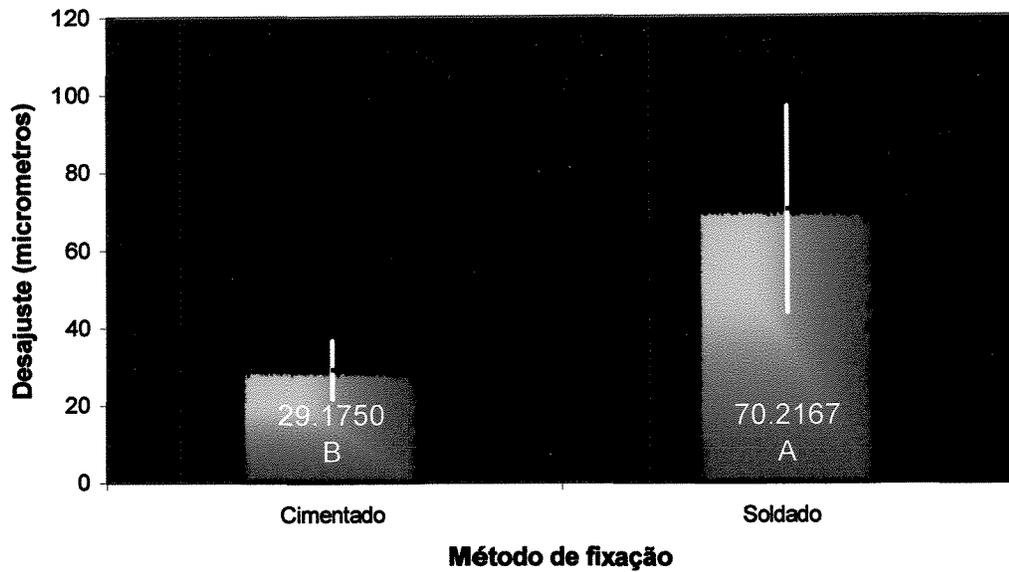


Figura 22. Médias e intervalos de confiança da falta de ajuste na posição distal nos dois métodos de fixação estudados (μm). Barras com letras iguais não diferem entre si pelo teste F do quadro de análise de variância com nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$).

Pelo Teste F observou-se, tanto na posição central quanto na distal, diferença estatisticamente significante entre os grupos “cimentado” e “soldado”, como representado nas Figuras 1 e 2. Evidenciando, assim, melhor assentamento passivo para o grupo “cimentado”.

6 - DISCUSSÃO

Diversos pesquisadores têm descrito a importância do assentamento passivo das infra-estruturas implanto-suportadas, entre eles encontram-se SKALAK (1983), JOHANSSON & PALMQVIST (1990), GOLL (1991), CARLSSON (1994), HELLDÉN & DÉRAND (1998), WEE(1999), HERBST *et al.* (2000), RANDI *et al.* (2001). Apesar da evidência científica e a eficácia da tecnologia usada atualmente evidenciarem que um absoluto assentamento passivo das infra-estruturas não pode ser obtido (RANDI *et al.*, 2001; SAHIN & ÇEHRELI, 2001), a preocupação com tal passividade relaciona-se a problemas como: excessiva perda óssea marginal, perda dos parafusos e fraturas dos componentes protéticos (APARICIO, 1994). E, ainda, têm sido descritos implantes não osseointegrados (APARICIO, 1995), defeitos estéticos, afrouxamento dos parafusos de ouro ou dos pilares (CARLSON & CARLSSON, 1994), bem como reações teciduais diversas, dor e sensibilidade (KAN *et al.*, 1999).

De acordo com WEINBERG (1993), a falta de adaptação passiva pode levar à alta incidência de fadiga do metal e até à sua falha. Em adição, o parafuso de ouro pode deformar-se ou fraturar-se em decorrência de uma pré-carga insuficiente e/ou uma pobre adaptação na interface intermediário/cilindro de ouro. No mesmo ano, BRUNSKI & SKALAK afirmaram que dentes e implantes podem apresentar movimentos de intrusão, extrusão, lateral, mesio-distal ou uma combinação destes; enaltecendo a importância de um planejamento cirúrgico-protético adequado.

A passividade entre a infra-estrutura e o intermediário constitui-se em requisito fundamental quando da confecção de próteses fixas implanto-suportadas. Para JEMT

(1991) a adaptação passiva seria um nível tal que não causasse complicações clínicas e definiu também como sendo aceitáveis, desajustes menores que $150\mu\text{m}$, já em 1996 o mesmo autor indicou que esse número deveria ser de até $100\mu\text{m}$. Por outro lado CARLSSON, em 1994 citado por SAHIN & ÇEHRELI, 2001, afirmou que para prover assentamento passivo ou uma condição livre de tensões, uma infra-estrutura deveria, teoricamente, induzir zero absoluto de força nos componentes de suporte dos implantes e no osso adjacente na ausência de força externa. Entretanto, não há estudo clínico longitudinal que reporte falhas nos implantes especificamente atribuídas a ausência de assentamento passivo. A existência de uma adaptação marginal aceitável da estrutura não é, necessariamente, um sinal de assentamento passivo. Então, a questão fundamental que se levanta é se uma infra-estrutura absolutamente passiva é realmente essencial e se é um fator preponderante para o sucesso do implante (TAYLOR *et al.*, 2000).

Em próteses parafusadas, o apertamento dos parafusos provoca forças em e ao redor dos implantes e sua magnitude depende da quantidade da desadaptação (CLELLAND *et al.*, 1995 citado por SAHIN & ÇEHRELI, 2001). Distorção na infra-estrutura e no implante é observada durante o parafusamento da infra-estrutura (JEMT, 1996). A razão do sucesso dos implantes em próteses parafusadas ser alto, bem como as falhas atribuídas a infra-estruturas não-passivas não têm sido documentadas (SAHIN & ÇEHRELI, 2001).

Dentre os métodos clínicos mais utilizados para a avaliação do assentamento da estrutura, destaca-se o uso de um explorador, entretanto, em infra-estruturas fundidas em monobloco e posteriormente parafusadas, a quantidade de distorção pode alcançar níveis

tais que um espaço marginal de 500 μ m pode não ser detectável com um explorador (CLELLAND *et al.*, 1995 citado por SAHIN & ÇEHRELI, 2001).

Na literatura muitos métodos têm sido apresentados para a avaliação do assentamento passivo. WASKEWICKZ *et al.* (1994), levaram em consideração o eixo vertical para avaliar a adaptação da infra-estrutura em associação à análise fotoelástica. A técnica fotogramétrica tri-dimensional também tem sido usada em estudos como os de JEMT & LIE (1995) e JEMT (1996). Trabalhos como os de COSTA (2001), BERNARDON (2001) e SOUSA (2001) têm apresentado a utilização da mensuração da distorção linear com auxílio de microscópio.

Dentre as técnicas apresentadas por diversos autores para prover uma melhora no assentamento passivo de estruturas protéticas implanto-suportadas destacam-se a eletroerosão (EVANS, 1997; BERNARDON, 2001), o seccionamento e soldagem da infra-estrutura protética (JEMT & LINDÉN, 1992; SOUSA, 2001) e a técnica dos cilindros cimentados proposta por JIMENÉZ-LÓPEZ em 1995. As técnicas avaliadas neste trabalho foram a de JIMENÉZ-LÓPEZ com pequenas modificações e a da soldagem a laser de todos os cilindros à infra-estrutura fundida (McCARTNEY & DOUD, 1993).

Foram encontradas diferenças estatísticas entre os dois grupos avaliados, apresentando melhores resultados o grupo dos cilindros cimentados. Os resultados médios de desadaptação marginal obtidos para este grupo foram de 25,60 \pm 12,53 μ m para a posição central e 29,17 \pm 16,16 μ m para a distal, abaixo do mínimo considerado satisfatório clinicamente (100 μ m) por JEMT em 1996. Foram observados desajustes nas posições centrais e distais. Entretanto, os maiores valores numéricos de desajustes foram vistos na

posição distal. Fato este que pode ser explicado pela forma em curva e pela extensão das infra-estruturas. Estruturas metálicas extensas e complexas estão mais sujeitas às discrepâncias dimensionais geradas pelo processo de fundição. As resultantes dessas discrepâncias encontram-se mais evidentes nas extremidades. Com o teste do parafuso único, empregado na análise dos resultados, quaisquer irregularidades existentes na interface implante/prótese podem resultar em desadaptação da prótese nos demais implantes, apresentando resultados exacerbados nas extremidades de tais infra-estruturas.

RANDI *et al.*, em 2001, encontraram resultados bastante positivos de assentamento passivo quando compararam estruturas fundidas pela técnica convencional com estruturas fundidas sem os cilindros de ouro e posterior cimentação destes com cimento resinoso, entretanto utilizaram um modelo mestre constituído apenas por três implantes, o que minimiza a distorção nos processos de fundição, possibilitando a obtenção de infra-estruturas mais adaptadas. As cimentadas apresentaram valores médios de $5,2 \pm 1,6 \mu\text{m}$ e $5,6 \pm 3,4 \mu\text{m}$ para a posição central e $8,4 \pm 2,5 \mu\text{m}$ e $11,4 \pm 7,0 \mu\text{m}$ para a posição mais distal, associando o teste do parafuso único com o auxílio de um microscópio eletrônico para verificar a discrepância vertical.

BERNARDON (2001) encontrou valores médios de $28,4 \pm 19,5 \mu\text{m}$ para a posição central e $58,9 \pm 27,8 \mu\text{m}$ para a posição distal, após o seccionamento, soldagem a laser e eletroerosão de infra-estruturas implanto-suportadas tipo protocolo. Apesar da obtenção de valores de assentamento passivo aceitáveis quando do uso da soldagem a laser associada a eletroerosão, pode-se verificar a obtenção de melhor relação custo/benefício quando do emprego da técnica dos cilindros cimentados, não necessitando de aparelhos específicos.

A técnica dos cilindros cimentados tem sido amplamente utilizada com o avanço da técnica de carga imediata, devido à sua rápida confecção e, conseqüente, possibilidade de instalação após o primeiro estágio cirúrgico. Entretanto, a técnica atualmente utilizada consiste na cimentação de todos os cilindros de titânio na clínica, diferindo da técnica aqui estudada. É evidente a necessidade de avaliação em longo prazo de tais infra-estruturas, no que diz respeito à sua resistência mecânica quando em função.

GORDON & SMITH, em 1970, apresentaram um relato inicial sobre a soldagem a laser em Odontologia e, segundo os autores, a confecção de restaurações protéticas adequadas é reflexo de uma moldagem precisa.

Alguns autores têm destacado as vantagens da solda a laser: apresenta uma fonte de calor concentrada de alta energia que reduz problemas de distorção; possibilita a soldagem no modelo mestre, devido à baixa quantidade de calor aplicado; maior precisão, devido ao melhor contato entre as superfícies a serem soldadas, reduzindo o potencial de distorção; resistência ao escoamento da união de solda é idêntica ao metal de origem (TAMBASCO *et al.*, 1996); permite a transmissão do feixe a longas distâncias; permite a soldagem em lugares de difícil acesso (SOUZA *et al.*, 2000); pode ser aplicada em estruturas recobertas com porcelana ou resina acrílica sem danos físicos ou de coloração; potencialmente todos os metais podem ser soldados, particularmente o titânio; uniões soldadas a laser têm uma força reproduzível para todos os metais, comparável à da liga de origem (BERTRAND *et al.*, 2001).

Por outro lado, suas desvantagens também têm sido discutidas, tais como: equipamentos de alto custo; maiores espaços para posicionamento do equipamento (TAMBASCO *et al.*, 1996); necessidade de atmosfera inerte de gás argônio; fragilização e

formação de porosidades no cordão de solda devido à rápida solidificação; apresenta problemas para soldagem de materiais com alta reflexão ao feixe e alta condutividade térmica (SOUZA *et al.*, 2000).

Vários estudos têm comparado a técnica da soldagem a laser com as técnicas em monobloco e/ou soldagem por brasagem, verificando melhores resultados para a primeira (HULLING & CLARK, 1997; JEMT *et al.*, 1998; CASTILIO, 2000; MANICONE *et al.*, 2000; SOUZA *et al.*, 2000; SOUSA, 2001; BERNARDON, 2001).

Pelo fato do titânio ser altamente reativo a altas temperaturas, sua composição é alterada durante a operação de soldagem, influenciando as propriedades mecânicas na região da solda (WANG & WELSH, 1995; NEO *et al.*, 1996; SJÖGREN *et al.*, 1988). Esses trabalhos verificaram baixos valores de resistência à tração na união soldada quando testes de tração foram realizados. YAMAGISHI *et al.* (1993) e CHAI & CHOU (1998) observaram uma relação significativa entre a resistência à flexão e a atmosfera (ar ou argônio) e intensidade de irradiação (controlando voltagem e frequência de pulso). Em contrapartida, LIU *et al.*, em 2002, encontraram forças de união similares entre amostras de titânio soldadas a laser e o metal original (grupo controle) através de testes de resistência à tração.

O sucesso da soldagem a laser depende da profundidade de penetração da solda. Entretanto, a espessura do metal deve ser considerada e a profundidade de penetração ajustada adequadamente (TAMBASCO *et al.*, 1996).

Para o grupo dos cilindros soldados a laser os valores médios de desadaptação marginal obtidos foram de $99,06 \pm 50,47 \mu\text{m}$ para a posição central e $70,21 \pm 56,70 \mu\text{m}$ para a

posição distal. Apesar destes valores terem sido maiores que os do grupo dos cilindros cimentados, ainda encontram-se dentro do valor mínimo de desadaptação de 100 μ m (JEMT, 1996). Verifica-se a presença de maiores desajustes na posição central. Tal fato pode ser explicado pela possível ocorrência de distorções provocadas pela soldagem a laser em diversos pontos da infra-estrutura, gerando maiores discrepâncias na porção central da peça.

A técnica dos cilindros soldados a laser apresenta maior precisão em relação à técnica de seccionamento e soldagem da infra-estrutura metálica (BERNARDON, 2001). Além disso, a peça obtida através de seccionamento e soldagem está mais sujeita a riscos de fratura quando em função por esforços de fadiga, pois a soldagem é direcionada para regiões de maiores esforços mecânicos, além da região a ser soldada possuir diâmetro maior que a da técnica dos cilindros soldados aqui apresentada.

Além de proporcionar resultados satisfatórios de desajuste marginal, a técnica de soldagem avaliada neste estudo, denominada soldagem de borda, apresenta a vantagem de utilizar estrutura metálica em monobloco, na qual as áreas soldadas localizam-se em regiões de menores esforços mecânicos.

No entanto, a técnica do cilindro cimentado apresentou significativa melhora no assentamento passivo. Além de utilizar estruturas em monobloco, tem como principais características a simplicidade de técnica e redução de custo.

A diferença obtida entre as técnicas avaliadas também pode ser explicada pelo fenômeno de contração de polimerização da resina acrílica utilizada, já que foram aplicadas maiores porções desta resina no grupo dos cilindros soldados a laser. Entretanto, todos os

cilindros de titânio foram parafusados com torque de 10 N.cm para minimizar esses efeitos de distorção e estabilizar o conjunto. Além disso, foi utilizado o mínimo de resina suficiente para unir os cilindros à infra-estrutura e tomou-se o cuidado de alternar os cilindros quando da aplicação da mesma.

Assim, a ocorrência desta diferença pode estar muito mais associada à alta temperatura envolvida na soldagem a laser, que embora se encontre próxima à necessária para fundir o metal, pode causar distorções na peça, uma vez que cerca de 30 pontos de solda são aplicados por cilindro de titânio.

Com base nos resultados obtidos, verifica-se a validade dos procedimentos estudados, evidenciando alternativas de tratamento viáveis para próteses implanto-suportadas. Nota-se a necessidade de realização de estudos longitudinais e laboratoriais que comparem a resistência à tração e esforços de fadiga de infra-estruturas confeccionadas pela técnica dos cilindros soldados a laser com aquelas confeccionadas com os cilindros cimentados, a fim de avaliar a eficácia clínica em longo prazo.

7 - CONCLUSÃO

1. Ambas as técnicas apresentaram níveis aceitáveis de assentamento passivo.
2. O grupo dos cilindros cimentados apresentou o melhor assentamento passivo.
3. A técnica dos cilindros cimentados apresentou-se viável, pois além do assentamento passivo favorável, oferece menor custo e tempo laboratorial reduzido.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. APARICIO, C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Bränemark osseointegrated implants: a two-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent*, Carol *Stream, v.14, n.5, p.405-419, Oct. 1994.
2. APARICIO, C. A new method for achieving passive fit of a interim restoration supported by Bränemark implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.10, n.5, p.614-618, Sept./Oct. 1995.
3. BERNARDON, T. **Análise a adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo.** Piracicaba, 2001. 98p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
4. BERTRAND, C. *et al.* The laser welding technique applied to the non precious dental alloys procedure and results. *Br Dent J*, London, v.190, n.5, p.255-257, Mar. 2001.
5. BRUNSKI, J.B.; SKALAK, R. Biomechanics of osseointegration an dental. *In:* NAERT, I.; STEENBERG, D.V.; WORTHINGTON, P. **Osseointegration in oral Rehabilitation.** London: Quintessence, 1993. Chap.7, p.133-156.
6. CARLSSON L. Built-in strain and untoward forces are the inevitable companions of prosthetic misfit. *Nobelpharma News*. 1994; 8:5 *Apud* SAHIN, S., ÇEHRELI, M.C. *Op. cit.* Ref 37.

* Baseada na NBR-6023 de ago. de 2000, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Abreviatura dos títulos dos periódicos em conformidade com o MEDLINE.

7. CARLSSON, B.; CARLSON, G.E. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.9, n.1, p.90-94, Jan./Feb. 1994.
8. CASTILIO, D. **Avaliação da adaptação da interface intermediários/cilindros de plástico fundidos em titânio e cobalto-cromo, antes e após soldagem a laser.** Bauru, 2000. 93p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
9. CHAI, T.; CHOU, C.K. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.79, n.4, p.477-483, Apr. 1998.
10. CLELLAND, N.L. *et al.* Comparison of strains transferred to a bone stimulant among implant overdenture bars with various levels of misfit. *J Prosthodont*. 1995; 4:243-250 *Apud* SAHIN, S., ÇEHRELI, M.C. *Op. Cit.* Ref 37.
11. COSTA, E.M.V. **Avaliação da distorção linear em estruturas metálicas de próteses sobre pilares de implantes osseointegrados.** São José dos Campos, 2001. 86p. Dissertação (Mestrado em Odontologia, Área de Concentração em Prótese Parcial Fixa) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista.
12. EVANS, T.E. Correcting the fit of implant-retained restorations by discharge machining. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.77, n.2, p.212-215, Feb. 1997.
13. GOLL, G.E. Production of accurately fitting full arch implant frameworks: Part I – Clinical procedures. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.66, n.3, p.377-384, 1991.

14. GORDON, T.E.; SMITH, D.L. Laser welding of prosthesis – an initial report. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.24, n.4, p.472-476, Oct. 1970.
15. HELLDÉN, L.B.; DÉRAND, T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.13, n.2, p.190-196, Mar./Apr. 1998.
16. HERBST, D. *et al.* Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.83, n.5, p.555-561, May 2000.
17. HULLING, J.S.; CLARK, R.E. Comparative distortion in three-unit fixed prostheses joined by laser welding, conventional soldering, or casting in one piece. *J Dent Res*, Washington, v.56, n.2, p.128-154, Feb. 1977.
18. JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Bränemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.6, n.3, p.270-276, Fall 1991.
19. JEMT, T., LINDÉN, B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. *Int J Periodontics Restorative Dent*, Carol Stream, v.12, n.3, p.177-183, 1992.
20. JEMT, T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.11, n.2, p.151-158, Mar./Apr. 1996.
21. JEMT, T.; LIE, A. Accuracy of implant-supported prostheses in edentulous jaw. *Clin Oral Implants Res*, Copenhagen, v.6, n.3, p.172-180, 1995.

22. JEMT, T.; LINDÉN, B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. *Int J Periodontics Restorative Dent*, Carol Stream, v.12, n.3, p.177-183, 1992.
23. JEMT, T. *et al.* Laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous maxilla: A 2-year prospective multicenter study. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.11, n.6, p.551-557, 1998.
24. JIMÉNEZ-LÓPEZ, V. **Próteses sobre implantes: oclusão, casos clínicos e laboratório.** São Paulo: Quintessence, 1995. 264p.
25. JOHANSSON, G.; PALMQVIST, S. Complications, supplementary treatment and maintenance in edentulous arches with implant-supported fixed prostheses. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.3, n.1, p. 89-92, 1990.
26. KAN, J.Y.K. *et al.* Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.81, n.1, p.7-13, Jan. 1999.
27. LAUTENSCHLAGER, E.P.; MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J*, London, v.43, n.3, p.245-253, June 1993.
28. LIU, J. *et al.* Joint strenght of laser-welded titanium. *Dent Mat*, Oxford, v. 18, p.143-148, 2002.
29. MANICONE, P. *et al.* Saldature in Titanio con tecniche laser ed infrarossi: indagine comparativa della microstruttura. *Minerva Stomatol*, Torino, v.49, n.10, p. 463-474, 2000.
30. McCARTNEY, J.W.; DOUD, R. Passive adaptation of the prosthesis-implant interface by soldering gold cylinders to the framework casting. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.70, n.1, p.17-20, July 1993.

31. NEO, T.K. *et al.* Mechanical properties of titanium connectors. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.9, n.4, p.379-393, July/Aug. 1996.
32. RANDI, A.P. *et al.* Dimensional accuracy and retentive strength of a retrievable cement-retained implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.16, n.4, p.547-556, July/Aug. 2001.
33. SAHIN, S.; ÇEHRELI, M.C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent*, Baltimore, v.10, n.2, p.85-90, 2001.
34. SJÖGREN, G.; ANDERSON, M.; BERGMAN, M. Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol Scand*, Oslo, v.46, n.4, p.247-253, Aug. 1988.
35. SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.49, n.6, p.843-848, June 1983.
36. SOUSA, S.A. **Análise do assentamento passivo de infra-estrutura em titânio e liga de paládio-prata, fundidas em monobloco e submetidas à soldagem laser.** Piracicaba, 2001. 113p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
37. SOUZA, P.C.R.D. *et al.* Soldagem na Odontologia: Estudo de Uniões Soldadas Empregando Laser e Brasagem. *Rev Assoc Paul Cir Dent*, São Paulo, v.54, n.6, nov./dez. 2000.
38. TAMBASCO, J.; ANTHONY, T.; SANDVEN, O. Laser welding in the dental laboratory: An alternative to soldering. *J Dent Technol*, McLean, v.13, n.4, p.23-31, May 1996.

39. TAYLOR, T.D.; AGAR, J.R.; VOGIATZI T. Implant prosthodontics: Current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.15, p.66-75, 2000.
40. YAMAGISHI, T.; ITO, M.; FUJIMURA, Y. Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulsed Nd: YAG laser apparatus. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.70, n.3, p.264-273, 1993.
41. WANG, R.R.; WELSCH, G.E. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.74, n.5, p.521-530, Nov. 1995.
42. WASKEWICZ, G.A.; OSTROWSKI, J.S.; PARKS, V.J. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.9, n.4, p.405-411, 1994.
43. WEE, A.G.; AQUILINO, S.A.; SCHNEIDER, R.L. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: A review of the literature. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.12, n.2, p.167-178, Mar./Apr. 1999.
44. WEINBERG, L.A. The Biomechanics of force distribution in implant supporting prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.8, n.1, p.19-31, 1993.

ANEXOS

ANÁLISE DO ASSENTAMENTO PASSIVO (DESAJUSTE MARGINAL)-EM MICROMETROS

| GRUPO 1: CILINDROS CIMENTADOS | | |
|-------------------------------|-----------------|----------------|
| CORPO-DE-PROVA | POSIÇÃO CENTRAL | POSIÇÃO DISTAL |
| 1 | 11,58333 | 30,54167 |
| 2 | 37,91667 | 46,25 |
| 3 | 15,25 | 18,29167 |
| 4 | 35,29167 | 19,04167 |
| 5 | 16,5 | 20,25 |
| 6 | 42,125 | 15,95833 |
| 7 | 29,70833 | 45,625 |
| 8 | 13,25 | 17,66667 |
| 9 | 27,54167 | 21,83333 |
| 10 | 26,91667 | 56,29167 |

| GRUPO 2: CILINDROS SOLDADOS A LASER | | |
|--|------------------------|-----------------------|
| CORPO-DE-PROVA | POSIÇÃO CENTRAL | POSIÇÃO DISTAL |
| 1 | 70,875 | 50,875 |
| 2 | 182,875 | 70,41667 |
| 3 | 67,95833 | 28,20833 |
| 4 | 132,4583 | 38,25 |
| 5 | 132,3333 | 120 |
| 6 | 141,3333 | 62,54167 |
| 7 | 72,41667 | 14,91667 |
| 8 | 42,54167 | 60 |
| 9 | 65,58333 | 95,83333 |
| 10 | 82,29167 | 161,125 |

APÊNDICE

Listagem dos dados usados na análise

| Obs | Modo de fixação | Corpo | Repetição | Distal | Central | Log (Distal) | Log (Central) |
|-----|-----------------|-------|-----------|---------|---------|--------------|---------------|
| 1 | Soldado | 1 | 1 | 32.167 | 77.917 | 1.50741 | 1.89163 |
| 2 | Soldado | 1 | 2 | 69.583 | 63.833 | 1.84251 | 1.80505 |
| 3 | Soldado | 2 | 1 | 116.917 | 236.833 | 2.06788 | 2.37444 |
| 4 | Soldado | 2 | 2 | 23.917 | 128.917 | 1.37870 | 2.11031 |
| 5 | Soldado | 3 | 1 | 22.000 | 73.000 | 1.34242 | 1.86332 |
| 6 | Soldado | 3 | 2 | 34.417 | 62.917 | 1.53677 | 1.79877 |
| 7 | Soldado | 4 | 1 | 41.583 | 169.250 | 1.61892 | 2.22853 |
| 8 | Soldado | 4 | 2 | 34.917 | 95.667 | 1.54303 | 1.98076 |
| 9 | Soldado | 5 | 1 | 148.333 | 109.417 | 2.17124 | 2.03908 |
| 10 | Soldado | 5 | 2 | 91.667 | 155.250 | 1.96221 | 2.19103 |
| 11 | Soldado | 6 | 1 | 94.667 | 148.917 | 1.97620 | 2.17294 |
| 12 | Soldado | 6 | 2 | 30.417 | 133.750 | 1.48311 | 2.12629 |
| 13 | Soldado | 7 | 1 | 17.000 | 68.083 | 1.23045 | 1.83304 |
| 14 | Soldado | 7 | 2 | 12.833 | 76.750 | 1.10834 | 1.88508 |
| 15 | Soldado | 8 | 1 | 67.917 | 33.917 | 1.83198 | 1.53041 |
| 16 | Soldado | 8 | 2 | 52.083 | 51.167 | 1.71670 | 1.70899 |
| 17 | Soldado | 9 | 1 | 173.417 | 85.750 | 2.23909 | 1.93323 |
| 18 | Soldado | 9 | 2 | 18.250 | 45.417 | 1.26126 | 1.65722 |
| 19 | Soldado | 10 | 1 | 113.333 | 56.250 | 2.05436 | 1.75012 |
| 20 | Soldado | 10 | 2 | 208.917 | 108.333 | 2.31997 | 2.03476 |
| 21 | Cimentado | 1 | 1 | 129.000 | 272.250 | 2.11059 | 2.43497 |
| 22 | Cimentado | 1 | 2 | 65.583 | 253.583 | 1.81679 | 2.40412 |
| 23 | Cimentado | 2 | 1 | 98.167 | 143.417 | 1.99196 | 2.15660 |
| 24 | Cimentado | 2 | 2 | 111.667 | 172.333 | 2.04792 | 2.23637 |
| 25 | Cimentado | 3 | 1 | 111.167 | 87.000 | 2.04597 | 1.93952 |
| 26 | Cimentado | 3 | 2 | 55.583 | 78.583 | 1.74494 | 1.89533 |
| 27 | Cimentado | 4 | 1 | 73.667 | 184.417 | 1.86727 | 2.26580 |
| 28 | Cimentado | 4 | 2 | 50.667 | 182.500 | 1.70472 | 2.26126 |
| 29 | Cimentado | 5 | 1 | 93.000 | 264.667 | 1.96848 | 2.42270 |
| 30 | Cimentado | 5 | 2 | 113.667 | 249.083 | 2.05563 | 2.39634 |
| 31 | Cimentado | 6 | 1 | 43.167 | 108.500 | 1.63515 | 2.03543 |
| 32 | Cimentado | 6 | 2 | 50.417 | 101.083 | 1.70257 | 2.00468 |
| 33 | Cimentado | 7 | 1 | 36.083 | 64.750 | 1.55731 | 1.81124 |
| 34 | Cimentado | 7 | 2 | 34.917 | 76.167 | 1.54303 | 1.88177 |
| 35 | Cimentado | 8 | 1 | 81.667 | 55.917 | 1.91205 | 1.74754 |
| 36 | Cimentado | 8 | 2 | 30.250 | 51.917 | 1.48073 | 1.71531 |
| 37 | Cimentado | 9 | 1 | 92.583 | 181.083 | 1.96653 | 2.25788 |
| 38 | Cimentado | 9 | 2 | 58.000 | 187.417 | 1.76343 | 2.27281 |
| 39 | Cimentado | 10 | 1 | 208.750 | 165.250 | 2.31963 | 2.21814 |
| 40 | Cimentado | 10 | 2 | 208.000 | 148.583 | 2.31806 | 2.17197 |

Análise do assentamento passivo de infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas do cilindro cimentado e soldado a laser

Em seguida são listados os estudos de suposições. Primeiramente os resultados para a posição central.

C.DADOS
 OBSERVATIONS (N=40): all
 ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA
 RESPONSE: central
 FACTORS: rep corpo fix
 CLASSES: rep corpo fix
 Model: REP*CORPO, FIX
 USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none
 ASSUMPTIONS VIOLATED:
 Response scaling
 Constant variance
 Influential observations

INTERPRETATION:

There is weak statistical evidence that the explanatory variables in the model are related to the expected value of central. However, some of the assumptions underlying the analysis are violated. Please explore the assumptions in detail.

```
+LAB: Optimal Power Transformation-----+
| Specify powers: [ -1.5 TO 0.5 BY 0.1 ] |
|                                     |
|                                     Recalculate |
|                                     Power |
|                                     Optimal: -0.4 |
|                                     To be used: [ 0 ] |
+-----+
```

Optimal Power Transformation

The optimal power transformation analysis suggests that the power -0.4 of central may be more easily modeled; however, this transformation is not appreciably better than its logarithm.

C.DADOS
 OBSERVATIONS (N=40): all
 ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA
 RESPONSE: LOG10(central)
 FACTORS: rep corpo fix
 CLASSES: rep corpo fix
 Model: REP*CORPO, FIX
 USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none
 ASSUMPTIONS VIOLATED:
 Influential observations

INTERPRETATION:

There is statistical evidence that the explanatory variables in the model are related to the expected value of LOG10(central). However, some of the assumptions underlying the analysis are violated. Please explore the assumptions in detail.

Potential influential observations: Abs(Dffits) > 2

| Observation number | central | Repetição | Corpo | Standard influence on predicted value | Leverage |
|--------------------|---------|-----------|-------|---------------------------------------|----------|
| 18 | 1.65722 | 2 | 9 | -2.03828 | 0.525 |
| 38 | 2.27281 | 2 | 9 | 2.03828 | 0.525 |

Influential Observations

2 observations qualify as influential by exceeding a DFFITS statistic value of +/- 2. The results of the analysis may depend too much upon these observations.

Uma próxima listagem de suposições traz os resultados da posição distal.

C.DADOS
 OBSERVATIONS (N=40): all
 ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA
 RESPONSE: distal
 FACTORS: rep corpo fix
 CLASSES: rep corpo fix
 Model: REP*CORPO, FIX
 USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none
 ASSUMPTIONS VIOLATED:
 Response scaling
 Constant variance
 Influential observations

INTERPRETATION:

There is strong statistical evidence that the explanatory variables in the model are related to the expected value of oposito. However, some of the assumptions underlying the analysis are violated. Please explore the assumptions in detail.

```
+LAB: Optimal Power Transformation-----+
| Specify powers: [ -0.5 TO 1.5 BY 0.1 ] |
|                                     |
|                                     | Recalculate |
|                                     |           |
|                                     | Power   |
|                                     |         |
|                                     | Optimal: 0.3 |
|                                     |         |
|                                     | To be used: [ 0 ] |
+-----+
```

Optimal Power Transformation

The optimal power transformation analysis suggests that the power 0.3 of oposito may be more easily modeled; however, this transformation is not appreciably better than its logarithm.

C.DADOS
 OBSERVATIONS (N=40): all
 ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA
 RESPONSE: LOG10(distal)
 FACTORS: rep corpo fix
 CLASSES: rep corpo fix
 Model: REP*CORPO, FIX
 USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none
 ASSUMPTIONS VIOLATED: none
 INTERPRETATION:

There is strong statistical evidence that the explanatory variables in the model are related to the expected value of LOG10(oposto).

Response: LOG10(distal)

| | | | |
|--------------|--------|----------|--------|
| R-square | 0.7597 | Root MSE | 0.2206 |
| Adj R-square | 0.5067 | C.V. | 12.297 |

| Source | DF | SS | MS | F | Pr > F |
|--------|----|-------|--------|-------|--------|
| Model | 20 | 2.922 | 0.146 | 3.003 | 0.0100 |
| Error | 19 | 0.924 | 0.0487 | | |
| Total | 39 | 3.846 | | | |

Overall Fit

The overall model is significant.

Análise do assentamento passivo de infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas do cilindro cimentado e soldado a laser

Por fim, são listados os resultados brutos da análise de variância.

The MEANS Procedure

Analysis Variable : distal Distal

| Modo de fixação | N Obs | Mean | Std Dev | Std Error | Lower 95% CL for Mean | Upper 95% CL for Mean |
|-----------------|-------|------------|------------|------------|-----------------------|-----------------------|
| Cimentado | 20 | 87.3000100 | 50.7419540 | 11.3462458 | 63.5520445 | 111.0479755 |
| Soldado | 20 | 70.2166750 | 56.7060169 | 12.6798509 | 43.6774422 | 96.7559078 |

The MEANS Procedure

Analysis Variable : central Central

| Modo de fixação | N Obs | Mean | Std Dev | Std Error | Lower 95% CL for Mean | Upper 95% CL for Mean |
|-----------------|-------|-------------|------------|------------|-----------------------|-----------------------|
| Cimentado | 20 | 151.4250000 | 71.9498680 | 16.0884796 | 117.7514252 | 185.0985748 |
| Soldado | 20 | 99.0666750 | 50.4747458 | 11.2864963 | 75.4437668 | 122.6895832 |

The ANOVA Procedure

Class Level Information

| Class | Levels | Values |
|-------|--------|----------------------|
| rep | 2 | 1 2 |
| corpo | 10 | 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 |
| fix | 2 | Cimentado Soldado |

Number of observations 40
Listagem dos dados para conferência

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: l_distal Log(Distal)

| Source | DF | Sum of Squares | Mean Square | F Value | Pr > F |
|-----------------|----|----------------|-------------|---------|--------|
| Model | 20 | 2.92211953 | 0.14610598 | 3.00 | 0.0100 |
| Error | 19 | 0.92436452 | 0.04865076 | | |
| Corrected Total | 39 | 3.84648405 | | | |

R-Square 0.759686
Coeff Var 12.29734
Root MSE 0.220569
l_oposto Mean 1.793633

| Source | DF | Anova SS | Mean Square | F Value | Pr > F |
|------------|----|------------|-------------|---------|--------|
| rep(corpo) | 19 | 2.63983859 | 0.13893887 | 2.86 | 0.0136 |
| fix | 1 | 0.28228094 | 0.28228094 | 5.80 | 0.0263 |

Análise do assentamento passivo de infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas do cilindro cimentado e soldado a laser

The ANOVA Procedure

Class Level Information

| Class | Levels | Values |
|-------|--------|----------------------|
| rep | 2 | 1 2 |
| corpo | 10 | 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 |
| fix | 2 | Cimentado Soldado |

Number of observations 40
Listagem dos dados para conferência

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: l_central Log(Central)

| Source | DF | Sum of Squares | Mean Square | F Value | Pr > F |
|-----------------|----|----------------|-------------|---------|--------|
| Model | 20 | 1.63731302 | 0.08186565 | 2.70 | 0.0174 |
| Error | 19 | 0.57611447 | 0.03032181 | | |
| Corrected Total | 39 | 2.21342749 | | | |

R-Square 0.739718
Coeff Var 8.552130
Root MSE 0.174132
l_central Mean 2.036120

| Source | DF | Anova SS | Mean Square | F Value | Pr > F |
|------------|----|------------|-------------|---------|--------|
| rep(corpo) | 19 | 1.31065074 | 0.06898162 | 2.27 | 0.0405 |
| fix | 1 | 0.32666228 | 0.32666228 | 10.77 | |